



**Universidad
Zaragoza**

Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería Mecánica

**Simulación computacional del
comportamiento biomecánico de los
músculos bíceps femoral y vasto lateral
humanos**

Autor
Alejandro Aparici Gil

Director
Dr. Jorge Grasa Orús

Escuela de Ingeniería y Arquitectura
2017/2018



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D^a. ALEJANDRO APARICI GIL

con nº de DNI 25201148-W en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)
GRADO _____, (Título del Trabajo)

SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE
LOS MÚSCULOS BÍCEPS FEMORAL Y VASTO LATERAL HUMANOS

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, 02 de MAYO de 2018

Fdo: APARICI GIL, ALEJANDRO

PRESENTACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

El trabajo de fin de grado desarrollado a lo largo de la siguiente memoria tiene como objetivo la simulación computacional del comportamiento biomecánico de dos de los músculos y huesos implicados en la flexión-extensión de la rodilla humana. Además, se definirán las conexiones entre los distintos tejidos (tendones y ligamentos) con el fin de reconstruir el movimiento articular.

El modelo que se pretende elaborar completará un modelo desarrollado previamente y que está compuesto por la geometría de los huesos de la pierna derecha tales como fémur, tibia y peroné, y el músculo bíceps femoral. Para completarlo se pretende introducir en el modelo el músculo vasto lateral, antagonista del bíceps femoral. Cada geometría es obtenida a partir de modelos humanos reales tridimensionales [Mitsubishi *et al.*, 2009]. Además, se pretende explorar el uso de técnicas numéricas explícitas con la finalidad de contemplar la gran no linealidad presente en los materiales y la geometría del modelo.

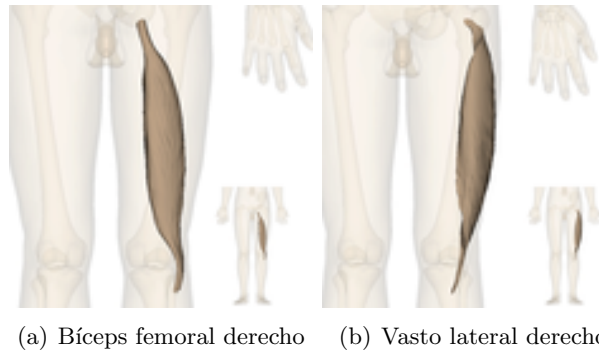


Figura 1: Geometrías musculares implicadas en el modelo [Mitsubishi *et al.*, 2009].

Para la realización del proyecto se emplea el software informático de simulación *Abaqus*, basado en el método de elementos finitos, para reproducir el modelo de flexión-extensión de la rodilla y ejecutar el análisis de las tensiones y fuerzas desarrolladas por los distintos tejidos. Los análisis de llevarán a cabo con *Abaqus/Explicit* que permite llevar a cabo cálculos dinámicos con una formulación explícita.

Índice general

Índice de figuras	V
Índice de tablas	VII
Lista de símbolos	IX
1. Introducción	1
1.1. El tejido músculo-esquelético	2
1.1.1. Fisiología muscular	2
1.1.2. Fisiología del tendón	3
1.1.3. Comportamiento mecánico	3
1.2. Objetivos y alcance del trabajo	5
1.3. Descripción de la memoria	5
2. Simulación del bíceps femoral y vasto lateral	7
2.1. Modelado del tejido músculo-esquelético	8
2.1.1. Formulación	8
2.2. Generación de las geometrías	10

2.2.1. Segmentos óseos	10
2.2.2. Bíceps femoral	12
2.2.3. Vasto lateral externo	14
2.2.4. Interacciones y condiciones de contorno	15
2.3. Generación de mallas	16
2.4. Orientación de fibras	16
2.5. Algoritmos de integración temporal	18
3. Resultados	21
3.1. Mallado grueso	23
3.2. Mallado intermedio	25
3.3. Mallado fino	27
4. Conclusiones	31
4.1. Valores obtenidos	31
4.2. Efecto sobre la geometría	34
4.3. Líneas futuras de trabajo	34
Anexos	35
Anexo I. Tensión principal	36
Anexo II. Desplazamiento u_2	39

Índice de figuras

1.	Geometrías musculares implicadas en el modelo [Mitsuhashi <i>et al.</i> , 2009].	II
1.1.	Estructura del tejido muscular [Ramírez, 2010].	2
1.2.	Estructura jerarquizada de las fibras de colágeno del tendón.	3
1.3.	Curva tensión-deformación elástica típica de tejidos biológicos blandos.	4
1.4.	Comportamiento viscoelástico del tejido muscular.	4
2.1.	Localización del centro de rotación de la tibia.	10
2.2.	Unión entre tibia y peroné.	11
2.3.	Nueva geometría tridimensional de los huesos del modelo. (a) Fémur; (b) Tibia; (c) Peroné; (d) Ensamblaje.	12
2.4.	Comparativa entre las geometrías del bíceps femoral.	13
2.5.	Detalle de las conexiones del bíceps femoral con los huesos.	13
2.6.	Geometría del vasto lateral.	14
2.7.	Detalle de las conexiones del vasto lateral con los huesos.	14
2.8.	Modelo para la simulación del comportamiento biomecánico de la articulación de la rodilla. (a) Vista posterior; (b) Vista frontal; (c) Perspectiva.	15
2.9.	Diferentes tamaños de malla empleados. (a) Malla fina de tamaño 30; (b) Malla intermedia de tamaño 40; (c) Malla gruesa de tamaño 50.	16

2.10. Posibles orientaciones de las fibras.	17
2.11. Representación de la orientación de las fibras musculares obtenidas para los dos músculos del modelo.	18
3.1. λ que experimentan las fibras con escalado de masa.	23
3.2. λ que experimentan las fibras sin escalado de masa.	24
3.3. Gráficas de la fuerza alcanzada en los tendones proximales de los distintos músculos.	25
3.4. λ que experimentan las fibras con escalado de masa.	25
3.5. λ que experimentan las fibras con escalado de masa reducido.	26
3.6. Gráficas de la fuerza alcanzada en los tendones proximales de los distintos músculos.	27
3.7. λ que experimentan las fibras con escalado de masa.	27
3.8. λ que experimentan las fibras con escalado de masa reducido.	28
3.9. Gráficas de la fuerza alcanzada en los tendones proximales de los distintos músculos.	29
3.10. Comparativa de las curvas obtenidas para la fuerza de reacción que genera los músculos. (a) Bíceps femoral; (b) Vasto lateral.	29
4.1. Resultados experimentales para la fuerza del vasto lateral. [Chumanov <i>et al.</i> , 2011]	32
4.2. Resultados computacionales en las mallas intermedia y fina para la fuerza de reacción del vasto lateral.	32
4.3. Resultados experimentales para la fuerza del bíceps femoral. [Chumanov <i>et al.</i> , 2011]	33
4.4. Resultados computacionales de los modelos escalado en las diferentes mallas para la fuerza de reacción del bíceps femoral.	33
4.5. Resultados la fuerza desarrollada por el bíceps femoral. [Thelen <i>et al.</i> , 2005]	33
4.6. σ_{max} para malla gruesa y escalado de masa	36
4.7. σ_{max} para malla gruesa y sin escalado de masa	36
4.8. σ_{max} para malla intermedia y escalado de masa	37
4.9. σ_{max} para malla intermedia y escalado de masa reducido	37
4.10. σ_{max} para malla fina y escalado de masa	38
4.11. σ_{max} para malla fina y escalado de masa reducido	38
4.12. u_2 para malla gruesa y escalado de masa	39
4.13. u_2 para malla gruesa y sin escalado de masa	39
4.14. u_2 para malla intermedia y escalado de masa	40
4.15. u_2 para malla intermedia y escalado de masa reducido	40
4.16. u_2 para malla fina y escalado de masa	41
4.17. u_2 para malla fina y escalado de masa reducido	41

Índice de tablas

2.1. Características del mallado.	16
3.1. Parámetros empleados en el modelo [Grasa <i>et al.</i> , 2014].	22
3.2. Valores máximos de λ para malla gruesa.	24
3.3. Valores máximos de λ para malla intermedia.	26
3.4. Valores máximos de λ para malla fina.	28
4.1. Valores máximos de λ para RF_{max}	32

Lista de símbolos

Ψ	—	Función densidad de energía de deformación
\mathbf{F}	—	Gradiente de deformación
λ_a	—	Contracción/elongación de las fibras musculares
\mathbf{M}	—	Tensor estructural de las fibras musculares
\mathbf{N}	—	Tensor estructural de las fibras de colágeno
\mathbf{C}_e	—	Deformación elástica de los puentes cruzados
$\bar{\Psi}_{vol}$	—	Parte volumétrica variable de Ψ
$\bar{\Psi}_p$	—	Contribución pasiva de la parte desviadora
$\bar{\Psi}_a$	—	Contribución activa de la parte desviadora
\bar{I}_1, \bar{I}_2	—	Invariantes del tensor modificado de Cauchy-Green
\bar{I}_4	—	Pseudo-invariante de la respuesta pasiva
$\bar{\mathbf{C}}$	—	Tensor modificado de Cauchy-Green
$\bar{\Psi}'_a$	—	Contribución activa de la parte desviadora particularizada para músculo
P_0	—	Factor proporcional debido a la contracción muscular
f_λ	—	Influencia de la superposición de filamentos en la respuesta activa
$\bar{\lambda}_a$	—	Parte desviadora de la elongación de las fibras musculares

λ_{opt}	—	Elongación de la fibra con superposición de filamentos óptima para generar fuerza
f_V	—	Relación fuerza-voltaje
V	—	Amplitud del voltaje del estímulo eléctrico
a	—	Valor del voltaje sin respuesta de fuerza
f_{train}	—	Relación fuerza-frecuencia
n	—	Número pulsos simulados
P	—	Amplitud de la contracción del músculo
T_c	—	Tiempo de la contracción del músculo
$t_{stim}(i)$	—	Intervalo de tiempo entre estímulos
P_a	—	Tensión activa
ν	—	Valor absoluto de la velocidad concéntrica máxima
P_T	—	Tensión total en la fibra muscular

1. Introducción

El desarrollo tecnológico en los últimos años de distintas disciplinas ha permitido poder plantear problemas del ámbito biológico o médico desde la perspectiva de la ingeniería, surgiendo nuevas ramas de conocimiento multidisciplinarias como la Ingeniería Biomédica. Uno de los aspectos fundamentales de estudio, y del cual, entre otras muchas tareas, se encarga la biomecánica, es el comportamiento mecánico del tejido músculo-esquelético, que es un tejido biológico responsable, fundamentalmente, del movimiento del cuerpo y de mantener la postura corporal [Grasa *et al.*, 2012]. Para llevar a cabo simulaciones realistas de la acción de los músculos en tres dimensiones es importante contemplar los tejidos a los que está conectado, como es el tejido óseo, los ligamentos y tendones.

A partir de nuevos modelos numéricos, basados fundamentalmente en elementos finitos, se pretende reproducir el comportamiento de los tejidos vivos en diferentes contextos fisiológicos o patológicos que sean de interés con el fin de mejorar en el diagnóstico, prevención o tratamiento.

1.1. El tejido músculo-esquelético

El presente apartado muestra brevemente aspectos característicos tanto del tejido muscular como del tendinoso, que es el encargado de conectar el músculo a los huesos o fascias para transmitir la fuerza, indicando su estructura y principales características de comportamiento necesarias para abordar su simulación.

1.1.1. Fisiología muscular

El cuerpo humano contiene aproximadamente 650 músculos, con formas diferentes en función del tipo de movimiento, representando aproximadamente el 40 % del peso corporal [MacIntosh *et al.*, 2005], tal y como se ha comentado previamente, la función del tejido muscular es generar el movimiento de los órganos y partes óseas correspondientes por medio de las señales que reciben desde el sistema nervioso central (SNC).

A partir de la participación del músculo en el movimiento principal se establece una primera clasificación. Si el músculo trabaja en pro del movimiento principal se le llama *agonista*, mientras que si se opone a ese movimiento principal recibe el nombre de *antagonista* [Ethier & Simmons, 2007].

En cuanto a su estructura (Fig. 1.1), el músculo completo está rodeado por el *epimisio*. Le siguen los fascículos que están rodeados por el *perimisio* y que contienen a su vez fibras musculares empaquetadas por el *endomysio*, distribuidas en una dirección determinada de acuerdo a la arquitectura del músculo [Ramírez, 2010]. Las fibras musculares, a su vez, están formadas por *sarcómeros*, los cuales están compuestos por filamentos de proteínas gruesas (*miosina*) y delgadas (*actina*).

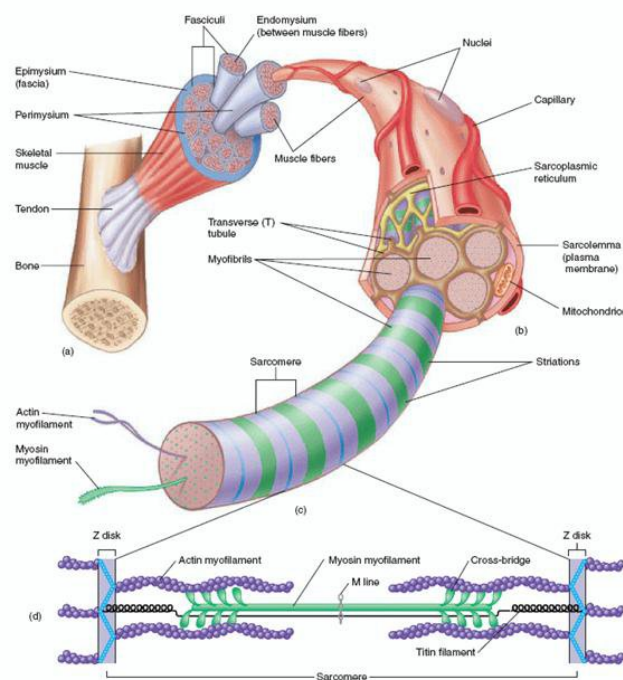


Figura 1.1: Estructura del tejido muscular [Ramírez, 2010].

El SNC es el encargado de provocar el movimiento en los músculos al enviar señales que provocan contracciones. La miosina es responsable de la contracción, su principal propiedad durante dicha acción se centra en las cabezas, ya que es la zona capaz de hidrolizar ATP. Esta acción la puede desempeñar en presencia de actina, uniéndose a ella y produciendo movimiento [Ramírez, 2010].

Siguiendo la clasificación mencionada anteriormente, los músculos tratados a lo largo de los siguientes capítulos como agonista y antagonista serán la cabeza larga del bíceps femoral y el vasto lateral respectivamente.

1.1.2. Fisiología del tendón

El tendón es un tejido conectivo que se encarga de conectar el músculo a los huesos o fascias y de esta manera, de transmitir la fuerza producida por los músculos a cada uno de los segmentos óseos [Ramírez, 2010].

Está compuesto principalmente por fibras de colágeno tipo I¹ y organizado en una jerarquía estructural. Las fibras de colágeno se agregan para formar fascículos que están rodeados por una funda de tejido conectivo llamada *endotenón* o membrana fascicular, que contiene sangre, vasos linfáticos y nervios del tendón. A su vez, se agregan en haces de fascículos rodeados por los *epitenones*, y varios haces se rodean por la vaina del tendón más externa llamada *paratenón* [Ethier & Simmons, 2007].

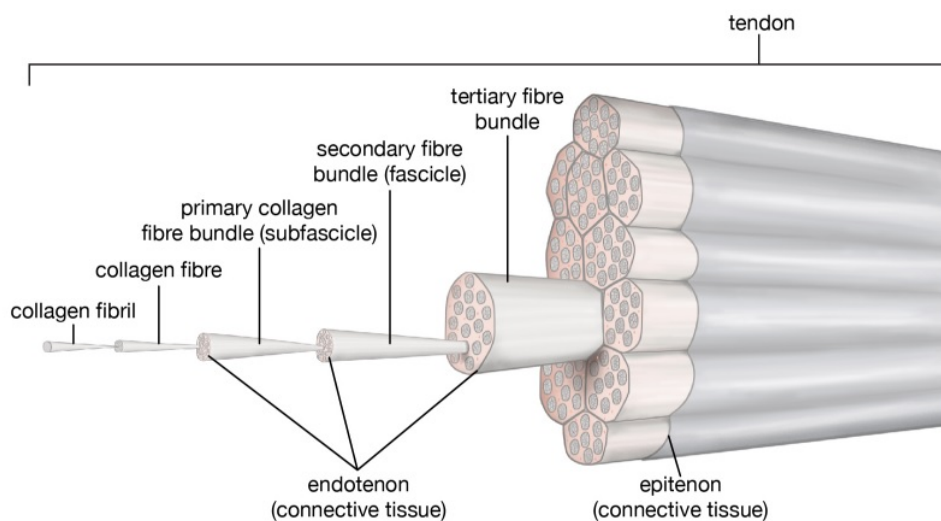


Figura 1.2: Estructura jerarquizada de las fibras de colágeno del tendón.

1.1.3. Comportamiento mecánico

A continuación, se describen brevemente las propiedades y fenómenos mecánicos más representativos del tejido musculo-esquelético. Se comentan cuatro aspectos que comprenden propiedades elásticas, tensiones residuales, fenómenos inelásticos y crecimiento y remodelación.

¹Presente en los tendones, ligamentos y otros tejidos sujetos a una carga mecánica significativa; tiene una alta resistencia a la tracción

- **Propiedades elásticas.** Comportamiento anisótropo debido a la orientación preferencial de las fibras de colágeno. Ante cargas fisiológicas experimentan grandes deformaciones. Su comportamiento no-lineal se ha atribuido al patrón ondulado de las fibrillas de colágeno.

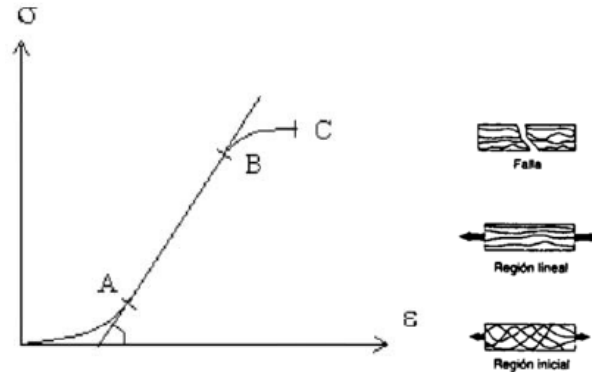


Figura 1.3: Curva tensión-deformación elástica típica de tejidos biológicos blandos.

- OA. Fuerzas de pequeña magnitud provocan un gran alargamiento. Región en la cual las ondulaciones se enderezan en dirección de la carga.
 - AB. Las fibras se alargan elásticamente, siendo necesaria más fuerza para producir el alargamiento. El valor tangente se toma como la rigidez elástica.
 - BC. Relación tensión-deformación no lineal. Se produce la desorganización de las fibras y su rotura.
- **Tensiones residuales.** Son debidas fundamentalmente al crecimiento, remodelación, daño o deformaciones viscoplásticas que se desarrollan durante toda la vida del tejido.
 - **Fenómenos inelásticos.** Muestran un comportamiento viscoelástico atribuido a la interacción tangencial del colágeno con la matriz de proteoglicanos (la matriz actúa como un lubricante viscoso entre las fibras de colágeno). Si el tejido se carga hasta una longitud determinada y ésta se mantiene constante, se observa que con el tiempo, la tensión se relaja desde la tensión inicial hasta la tensión de equilibrio (Fig. 1.4).

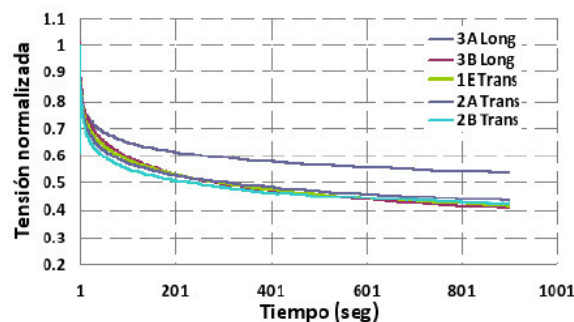


Figura 1.4: Comportamiento viscoelástico del tejido muscular.

- **Crecimiento y remodelación.** El crecimiento tiene lugar cuando se producen cambios en la masa y/o volumen de las células o de la matriz extracelular y la remodelación cuando se produce una modificación de la microestructura sin modificar su tamaño y forma.

1.2. Objetivos y alcance del trabajo

La finalidad de este trabajo es simular mediante el método de los elementos finitos el comportamiento biomecánico de la articulación de la rodilla contemplando los músculos bíceps femoral y vasto lateral durante el ciclo de flexión extensión de la misma.

Los objetivos específicos abordados son los siguientes:

- Obtención de las geometrías tridimensionales de los huesos fémur, tibia y peroné optimizadas para la generación automática de mallas de elementos finitos.
- Obtención de las geometrías tridimensionales de los músculos bíceps femoral y vasto lateral optimizadas para la generación automática de mallas de elementos finitos y de sus conexiones y condiciones de contorno para la definición del movimiento articular.
- Análisis del efecto de técnicas de reducción del coste computacional en la simulación dinámica del modelo utilizando un método explícito de resolución.
- Análisis de tensiones y fuerzas desarrolladas por los diferentes tejidos. Destacando las fuerzas de reacción en los extremos de los tendones.

1.3. Descripción de la memoria

La memoria se divide en tres capítulos que describen el trabajo desarrollado.

- Capítulo 2. Simulación del bíceps femoral y vasto lateral: Descripción de la formulación utilizada para la definición del material que simula el músculo y el tendón. Se detalla cómo es el proceso que ha permitido desarrollar el modelo que se utiliza para las simulaciones indicando las nuevas geometrías óseas y musculares con las mallas y conexiones que se dan entre ellas y las interacciones y condiciones de contorno que permiten la flexión-extensión de la articulación.
- Capítulo 3. Resultados: Se presenta la solución obtenida por los distintos cálculos dinámicos según las diferentes mallas y escalados reflejando y analizando el alargamiento o acortamiento de las fibras según la activación de los músculos además de las curvas que presentan la evolución de las fuerzas de reacción que se dan en los extremos de cada tendón como resultado de la fuerza producida por los músculos.
- Capítulo 4. Conclusiones: Por último, en este capítulo se recogen los aspectos más relevantes obtenidos del análisis de los resultados comparando, además, las fuerzas obtenidas en las simulaciones con aquellas de resultados experimentales reflejadas en diferentes artículos de la literatura científica. Se incluyen líneas futuras de trabajo o mejora del presente proyecto.

2. Simulación del bíceps femoral y vasto lateral

El modelo computacional desarrollado en el presente trabajo contempla los huesos, músculos y tendones principales implicados en el ciclo de flexión-extensión de la rodilla. Con el fin de lograr una simulación lo más aproximada al comportamiento real se introducen un conjunto de modificaciones respecto al modelo inicial del que se parte [Rodríguez, 2017] y que comprenden cambios en las geometrías e integración de uno de los músculos antagonistas del bíceps femoral, el vasto lateral.

En este capítulo se detalla la formulación utilizada para definir el material que simula el comportamiento pasivo del tendón y el comportamiento tanto pasivo como activo del músculo. Además, se muestra el proceso a través del cual se adaptan las nuevas geometrías y generan las mallas por elementos finitos, definiéndose las conexiones entre hueso y músculo que simularán la acción del tendón y las condiciones que representarán las interacciones y contactos entre el tejido músculo-esquelético.

2.1. Modelado del tejido músculo-esquelético

El siguiente apartado define el modelo empleado para la simulación del comportamiento del conjunto músculo tendón. Toda la formulación resumida a continuación está basada en la descrita en los artículos de Grasa *et al.* [2012] y Hernández-Gascón *et al.* [2013], elaborados por investigadores del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A).

2.1.1. Formulación

La respuesta de deformación activa y pasiva del músculo fue simulada dentro del marco de la mecánica de medios continuos usando una metodología basada en la existencia de una función energía de deformación [Hernández-Gascón *et al.*, 2013]. Esta función depende de las variables de estado \mathbf{F} (gradiente de deformación), λ_a (contracción o elongación de las fibras musculares) y de los tensores estructurales $\mathbf{M} = \mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{m}_0$ y $\mathbf{N} = \mathbf{n}_0 \otimes \mathbf{n}_0$ que definen la anisotropía del músculo debida a la dirección de las fibras musculares y de colágeno, respectivamente. La función también depende de \mathbf{C}_e que representa la deformación elástica de los puentes cruzados.

$$\Psi = \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{C}_e, \lambda_a, \mathbf{N}, \mathbf{M}). \quad (2.1)$$

La función energía de deformación está separada en una parte en la que sólo se contempla cambio de volumen y otra denominada desviadora para contemplar la restricción de cuasi-incompresibilidad. Además, la parte desviadora está dividida en una contribución pasiva, debida al colágeno y la elastina, $\bar{\Psi}_p$, y una activa asociada con las fibras musculares, $\bar{\Psi}_a$. Para el caso del tendón esta última función se anularía, pues no es capaz de desarrollar fuerza activa. Por consiguiente, la función energía de deformación total Ψ puede expresarse como lo siguiente:

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}_p(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{N}) + \bar{\Psi}_a(\bar{\mathbf{C}}_e, \bar{\lambda}_a, \mathbf{M}). \quad (2.2)$$

De acuerdo a [Hernández-Gascón *et al.*, 2013] la ecuación (2.2) puede ser particularizada para músculo esquelético y formularse como:

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}_p(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4) + f_\lambda f_V f_{train} \bar{\Psi}'_a(\bar{J}_4). \quad (2.3)$$

La función energía de deformación pasiva, $\bar{\Psi}_p$, se define como función de los invariantes:

$$\bar{I}_1 = tr \bar{\mathbf{C}}, \quad \bar{I}_2 = \frac{1}{2}((tr \bar{\mathbf{C}})^2 - tr \bar{\mathbf{C}}^2), \quad \bar{I}_4 = \mathbf{n}_0 \cdot \bar{\mathbf{C}} \mathbf{n}_0 = \bar{\lambda}^2, \quad (2.4)$$

donde \bar{I}_1 y \bar{I}_2 son el primer y el segundo invariante del tensor modificado de Cauchy-Green $\bar{\mathbf{C}}$, e \bar{I}_4 es el pseudo-invariante relacionado con la anisotropía de la respuesta pasiva (fibras de colágeno). De acuerdo a la función energía de deformación propuesta en Calvo *et al.* [2014], la respuesta pasiva $\bar{\Psi}_p$ puede escribirse como:

$$\bar{\Psi}_p = c_1(\bar{I}_1 - 3) + \frac{c_3}{c_4}(\exp^{c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{40})} - c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{40}) - 1) \quad (2.5)$$

La energía de deformación asociada con la respuesta activa y, en consecuencia con la interacción entre actina y miosina, es expresada como el producto de una serie de funciones que escalan la tensión isométrica máxima capaz de generar el músculo. La contribución activa de la función energía de deformación $\bar{\Psi}'_a$ está expresada en términos del pseudo-invariante asociado $\bar{\mathbf{C}}_e$ y la dirección \mathbf{m}_0 [Hernández-Gascón *et al.*, 2013]:

$$\bar{\Psi}'_a = \frac{1}{2} P_0 (\bar{J}_4 - 1)^2 \quad \bar{J}_4 = \mathbf{m}_0 \cdot \bar{\mathbf{C}}_e \mathbf{m}_0 = \bar{\lambda}_e^2. \quad (2.6)$$

donde P_0 es un factor proporcional relacionado con la tensión activa máxima debida a la contracción muscular [Hernández-Gascón *et al.*, 2013]. La influencia de la superposición de filamentos en la respuesta activa del músculo f_λ es re-formulada en términos de la elongación de las fibras musculares:

$$f_\lambda = \exp \frac{-(\bar{\lambda}_a - \lambda_{opt})^2}{2\xi^2} \quad (2.7)$$

Aquí $\bar{\lambda}_a$ representa la parte desviadora de la elongación de las fibras musculares. λ_{opt} define la elongación de la fibra a la que la superposición de filamentos es óptima para la generación de fuerza y ξ ajusta la amplitud horizontal de la función. f_V se expresa como:

$$f_V = 1 - \exp \frac{a-V}{d} \quad (2.8)$$

donde V es la amplitud del voltaje del estímulo eléctrico, a es el valor del voltaje donde no se obtiene respuesta de fuerza y d controla la curvatura de la función.

La fuerza ejercida por un músculo es mayor cuando el tiempo de contracción es más largo, debido a que se requiere un cierto tiempo para que la tensión sea transferida al tendón. Esta dependencia se controla por la función f_{train} [Rodríguez, 2017]:

$$f_{train} = (1 - re^{-fr \cdot c}) \sum_{i=1}^n P \frac{t - t_{stim}(i)}{T_c} e^{(1 - \frac{t - t_{stim}(i)}{T_c})} \quad (2.9)$$

donde r y c regulan la curvatura de la pendiente inicial y final de la relación fuerza-frecuencia. n es el número pulsos simulados, P y T_c definen la amplitud y tiempo de contracción aparente del músculo entero, respectivamente, y $t_{stim}(i)$ es el intervalo de tiempo entre los estímulos ($i-1$) e i .

De acuerdo a Hernández-Gascón *et al.* [2013] una segunda relación constitutiva debe satisfacerse para obtener la evolución de la velocidad de contracción $\dot{\bar{\lambda}}_a$:

$$P_a - \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\lambda}_a} + \left(2\bar{C}_e \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{C}_e} \bar{\mathbf{F}}_a^{-T} \right) : \frac{\partial \bar{\mathbf{F}}_a}{\partial \bar{\lambda}_a} = C \dot{\bar{\lambda}}_a \quad (2.10)$$

donde P_a se define como la tensión activa y se determina por la relación:

$$P_a = P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{train} f(\dot{\bar{\lambda}}_a) \quad (2.11)$$

Esta expresión tiene en cuenta la dependencia de la fuerza activa con respecto de la velocidad de contracción. Así, $f(\dot{\bar{\lambda}}_a)$ será:

$$f(\dot{\bar{\lambda}}_a) = \frac{1}{\nu} \dot{\bar{\lambda}}_a + 1 \quad (2.12)$$

donde ν representa el valor absoluto de la máxima velocidad concéntrica de contracción. El parámetro C se define como:

$$C = \left(\frac{1}{v_0} (P_T - P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{train}) \right)^2 \quad (2.13)$$

donde P_T es la tensión total en la fibra muscular. Sustituyendo las ecuaciones (2.11) y (2.13) en (2.10), resulta la siguiente expresión para $\dot{\bar{\lambda}}_a$:

$$\dot{\bar{\lambda}}_a = \frac{P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{\text{train}} - \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\lambda}_a} + \left(2 \bar{\mathbf{C}}_e \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\mathbf{C}}_e} \bar{\mathbf{F}}_a^{-T} \right) : \frac{\partial \bar{\mathbf{F}}_a}{\partial \bar{\lambda}_a}}{\left(\frac{1}{v_0} (P_T - P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{\text{train}}) \right)^2 - \frac{1}{\nu} P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{\text{train}}} \quad (2.14)$$

Este modelo está programado a través de una subrutina de usuario en Abaqus UMAT.

2.2. Generación de las geometrías

El modelo inicial del que se partió se compone de los huesos de la cadera, el fémur, la tibia y el peroné e incluye únicamente el músculo bíceps femoral. Se pretende reconstruir la arquitectura muscular y ósea para obtener un movimiento de flexión-extensión lo más ajustado al real. Para ello se llevan a cabo diversas modificaciones que comprenden cambios en las geometrías, en las condiciones de contorno y en las conexiones entre partes tal y como se comentará más adelante.

2.2.1. Segmentos óseos

En el resumen del trabajo se menciona que el cálculo será de tipo dinámico, esto provoca que la forma de conectar el fémur a la tibia para simular la rodilla, que originalmente se establecía mediante conectores de tipo *spring*, deba modificarse. En este modelo se sitúa un punto de referencia en el interior del fémur y en él se aplican las condiciones de contorno que imitarán el giro de la tibia respecto al fémur. Es decir, se crea el centro instantáneo de rotación (CIR) de la tibia, que si bien cambia a lo largo de la flexión (Fig. 2.1), en este trabajo como la variación en la flexión es pequeña se ha considerado fijo en el tiempo. En dicho punto se restringen los desplazamientos u_1, u_2, u_3 y los giros u_{r2} y u_{r3} de forma que rote únicamente respecto al eje x .

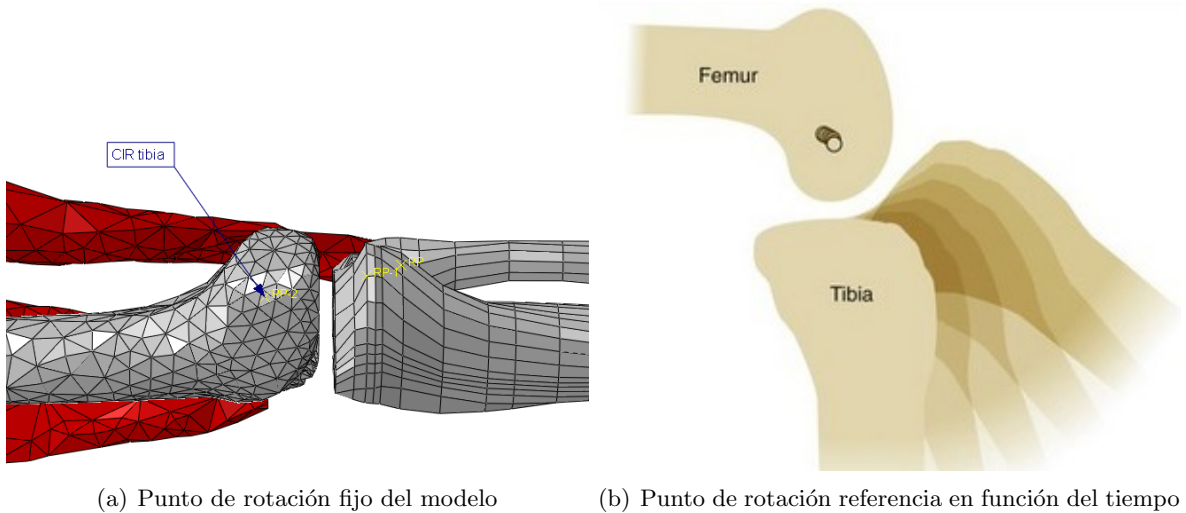
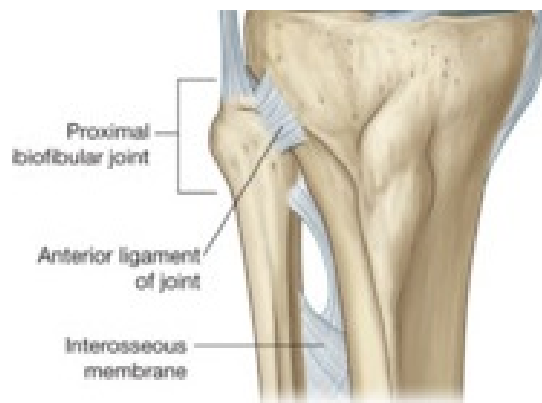


Figura 2.1: Localización del centro de rotación de la tibia.

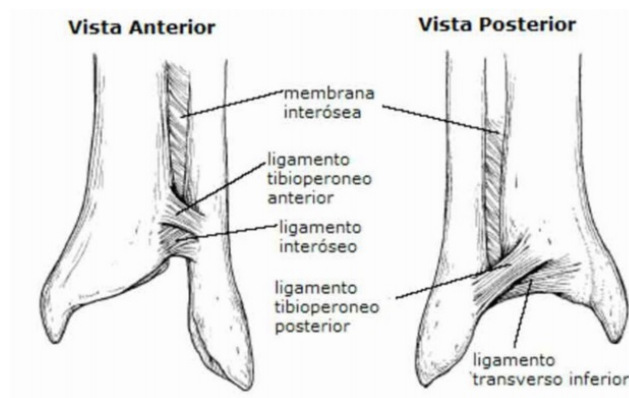
Una de las modificaciones que se lleva a cabo es la supresión de la cadera. Esto permite obtener un modelo con menos partes y por tanto más ligero a la hora de los cálculos. El hecho de

suprimir este hueso no afecta al comportamiento del modelo, puesto que la cadera permanecería fija a lo largo de la simulación.

Tibia y peroné se encuentran unidos por medio de una restricción del tipo *beam*, similar a la unión que se efectuaría con una barra que conectara ambos huesos. Este elemento permite simular la unión entre estos dos huesos formando la articulación tibioperonea, los ligamentos tibioperoneos anterior y posterior y la membrana interósea tal y como se refleja a continuación (Fig. 2.2).



(a) Articulación tibioperonea



(b) Ligamentos tibioperoneos anterior y posterior

Figura 2.2: Unión entre tibia y peroné.

A raíz de las condiciones de contacto entre las partes del modelo que se describirán en el subapartado 2.2.4, surge un nuevo cambio. En la versión original [Rodríguez, 2017] los huesos son de tipo *shell*, esto supone que en lugar de sólidos son huecos en su interior. Esta característica genera problemas a la hora de establecer los contactos, ya que los músculos sí son elementos sólidos en el modelo. Por ello las geometrías originales del fémur, tibia y peroné fueron sustituidas por otras con las mismas características que los músculos, tratándolas con el programa *Rhinoceros* para obtener el modelo tridimensional con extensión **.iges* para optimizar el mallado y el contacto.

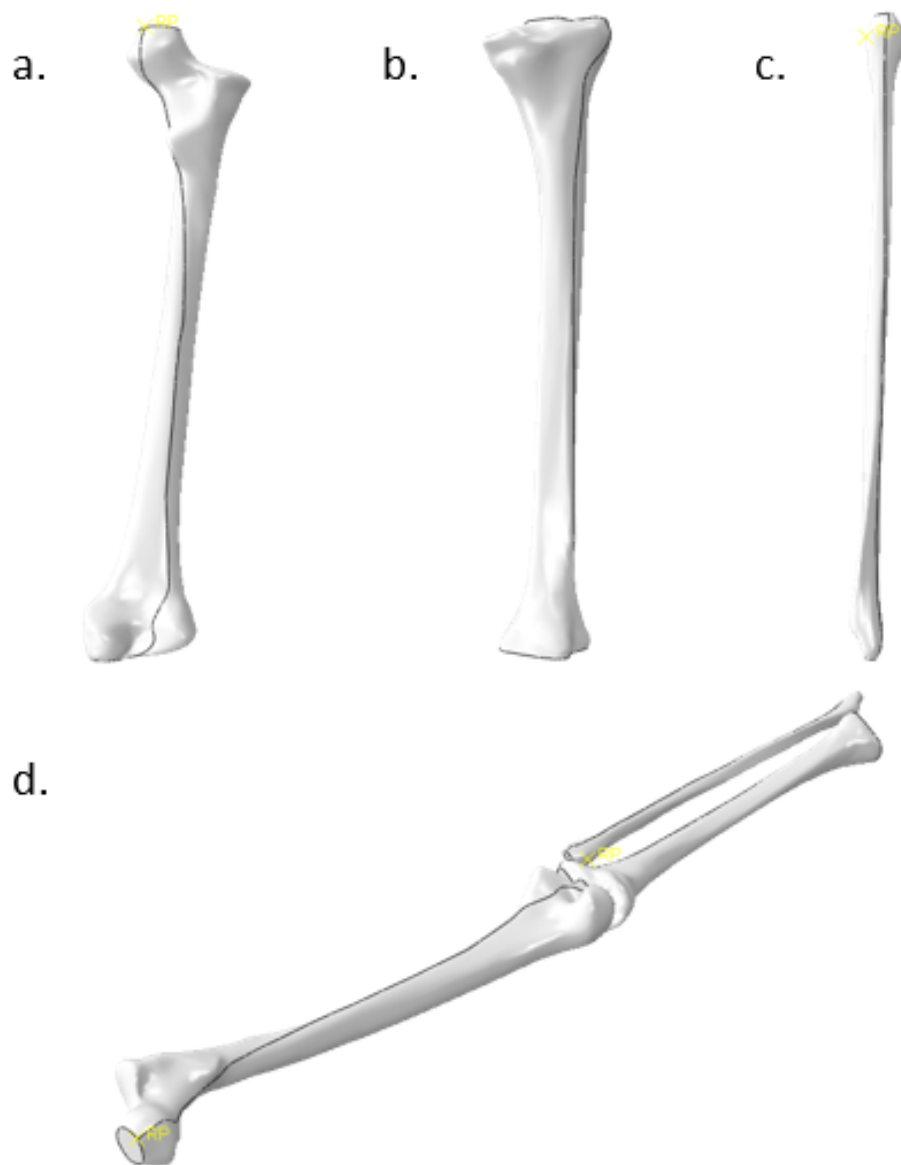


Figura 2.3: Nueva geometría tridimensional de los huesos del modelo. (a) Fémur; (b) Tibia; (c) Peroné; (d) Ensamblaje.

2.2.2. Bíceps femoral

Con el objetivo de obtener mallas más optimizadas el nuevo modelo empleado para el bíceps femoral es el *FMA45888_Long head of right biceps femoris*, extraído de la base de datos de geometrías tridimensionales disponibles en Mitsuhashi *et al.* [2009]. La nueva geometría fue tratada con el programa *Rhinoceros* que permitió crear un archivo **.iges* con el modelo del músculo en 3D sin tener una superficie generada por triángulos. Este hecho permite mejorar las condiciones de contacto entre las distintas partes además de libertad a la hora de elegir el tamaño de la malla con Abaqus.

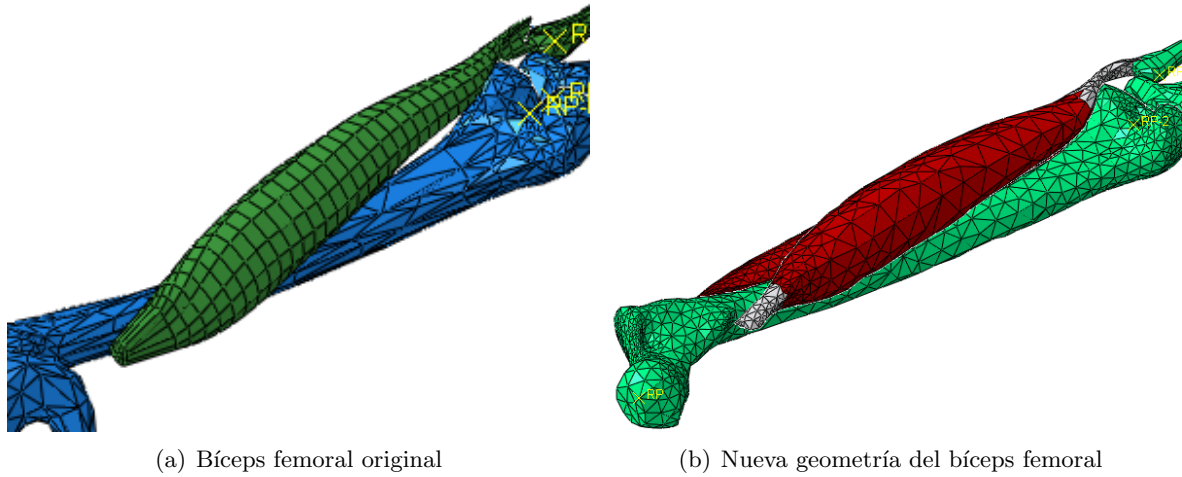


Figura 2.4: Comparativa entre las geometrías del bíceps femoral.

Una vez la nueva geometría ha sido introducida en el modelo se llevan a cabo las conexiones entre los huesos y extremos del bíceps femoral con el fin de recrear la unión del tendón. En cuanto a la inserción del tendón proximal del bíceps femoral en la cadera se simulará mediante un empotramiento de los nodos que formarían parte de dicho tendón. En el extremo opuesto, en la inserción del bíceps en el peroné, la unión se simula de forma distinta. En primer lugar se crean un grupo de nodos donde tiene lugar la conexión tanto en el tendón del bíceps como en el extremo del peroné. A continuación, se unen ambos grupos de nodos con una *Constraint* de tipo *tie*. Esta es la forma con la que Abaqus permite realizar este tipo de conexiones, cada nodo estaría conectado a otro del grupo opuesto estableciendo la igualdad de desplazamientos en las tres direcciones del espacio.

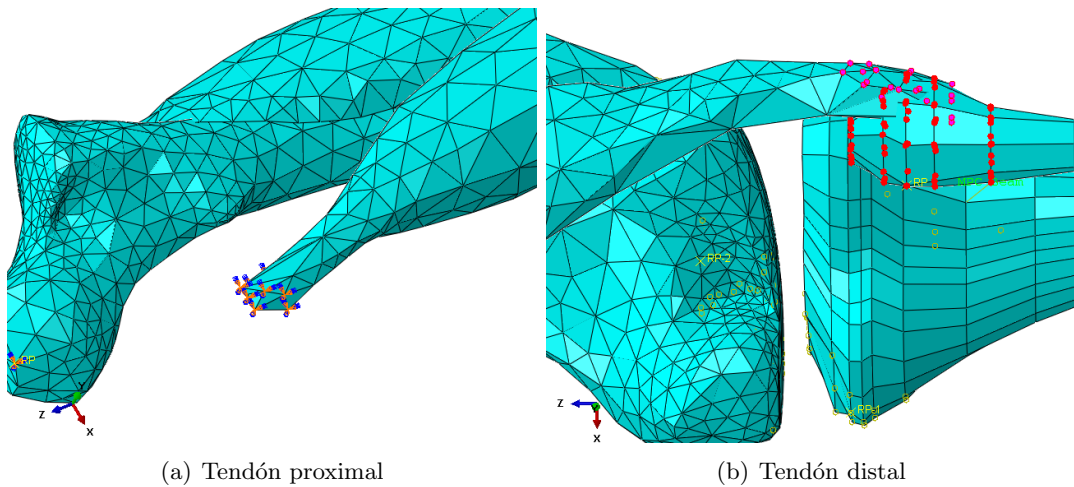


Figura 2.5: Detalle de las conexiones del bíceps femoral con los huesos.

2.2.3. Vasto lateral externo

El bíceps femoral tiene como músculo antagonista al vasto lateral (Fig. 2.6). Esto significa que mientras el bíceps femoral se encuentra contraído el vasto lateral está estirado, permitiendo la flexión de la articulación. Inversamente, cuando el movimiento principal es el de extensión, el vasto lateral se encontrará contraído actuando como agonista y será el bíceps femoral el que actúe como antagonista. Esta condición permite incorporar patrones de activación de los músculos según su función agonista o antagonista.

La geometría importada del vasto lateral (*FMA38930_Right vastus lateralis*) [Mitsuhashi *et al.*, 2009] fue trabajada igual que la del bíceps femoral obteniendo un modelo en 3D.

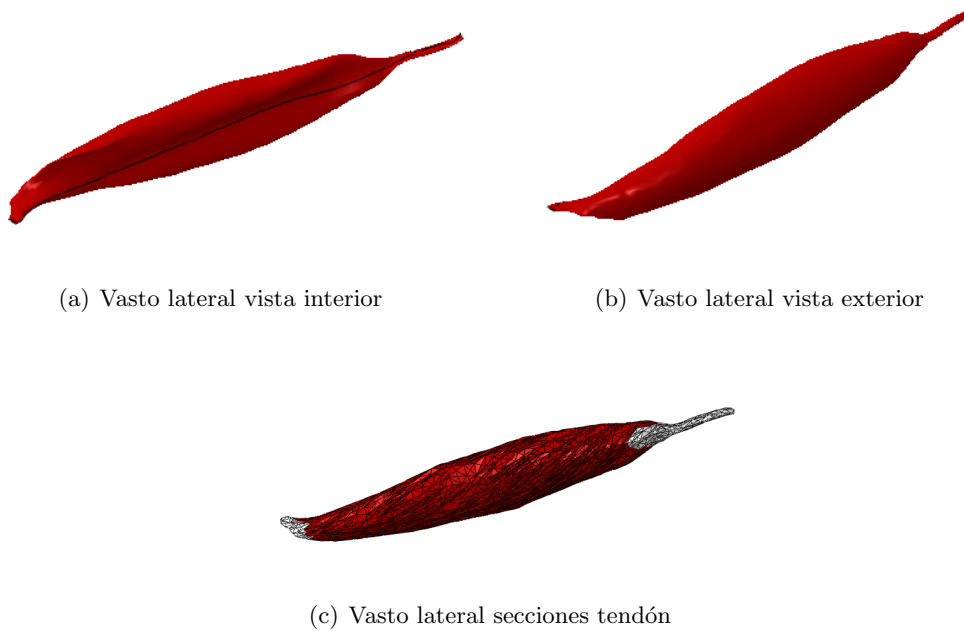


Figura 2.6: Geometría del vasto lateral.

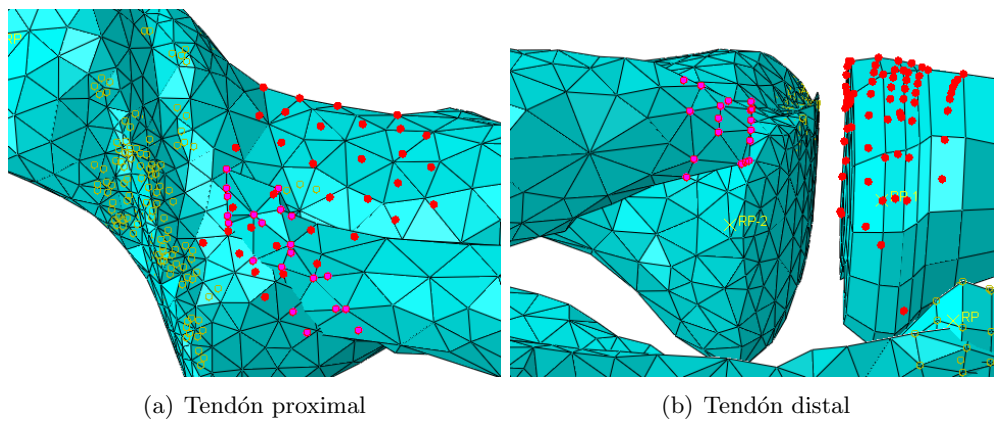


Figura 2.7: Detalle de las conexiones del vasto lateral con los huesos.

La unión de los tendones del vasto lateral al fémur y la tibia siguen el mismo procedimiento que la conexión bíceps-peroné comentada previamente.

2.2.4. Interacciones y condiciones de contorno

Un nuevo efecto que se contempla es la condición de contacto entre músculos y huesos. Esta nueva propiedad simula el contacto entre hueso y músculo evitando que las distintas partes se atravesasen mutuamente como resultado del movimiento del ciclo. Además, al contar en este modelo con dos músculos próximos entre sí como son el vasto lateral y el bíceps femoral, se establece la misma condición entre ambos. El comportamiento que sigue esta nueva interacción es sin fricción (*penalty*, $\mu = 0$) para que la fuerza de rozamiento no influya en los resultados. Se crea una interacción de tipo *general contact* que hace que el programa detecte los contactos en el modelo y les aplique las condiciones anteriores.

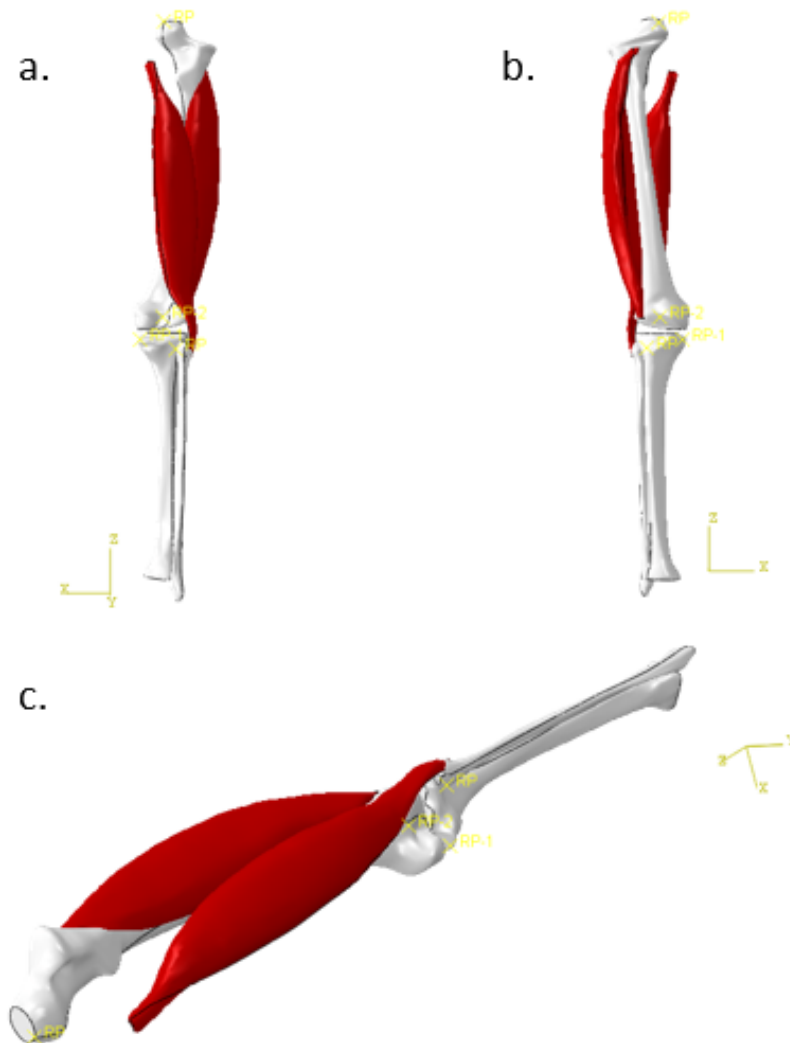


Figura 2.8: Modelo para la simulación del comportamiento biomecánico de la articulación de la rodilla. (a) Vista posterior; (b) Vista frontal; (c) Perspectiva.

2.3. Generación de mallas

Los cálculos se han realizado sobre tres modelos diferenciados entre ellos por el tipo de malla de los músculos. Las mallas emplean siempre el mismo tipo de elemento C3D4¹ diferenciándose por el grosor de las mismas. Este tamaño es una medida en milímetros orientativa del propio programa.

Malla	Tamaño	Nº elementos
Gruesa	50	2275
Intermedia	40	3307
Fina	30	5158

Tabla 2.1: Características del mallado.

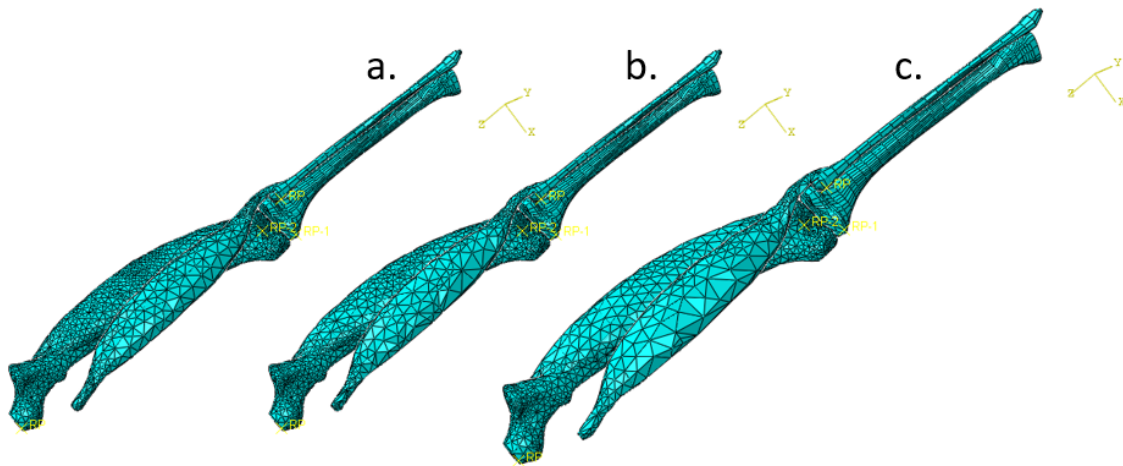


Figura 2.9: Diferentes tamaños de malla empleados. (a) Malla fina de tamaño 30; (b) Malla intermedia de tamaño 40; (c) Malla gruesa de tamaño 50.

2.4. Orientación de fibras

La disposición macroscópica de las fibras musculares en el interior del músculo está íntimamente relacionada con su propia funcionalidad [Ramírez, 2010]. De este modo la fuerza que se produzca tendrá que ver con la dirección y densidad de esas fibras.

¹C3D4: elementos tetraédricos de orden lineal

Los modelos desarrollados en diversos estudios como Ramírez *et al.* [2010], Grasa *et al.* [2012] o Hernández-Gascón *et al.* [2013] recogen esta fenomenología incluyendo parámetros que permiten introducir la dirección de las fibras. Los músculos, en función de su arquitectura, pueden tener una distribución de fibras u otra. Para el bíceps femoral, está demostrado que las fibras van de una aponeurosis a la otra tal y como se recoge en Inouye & Blemker [2015], por lo que lo más ideal sería ajustar la dirección de fibras al contorno del músculo.

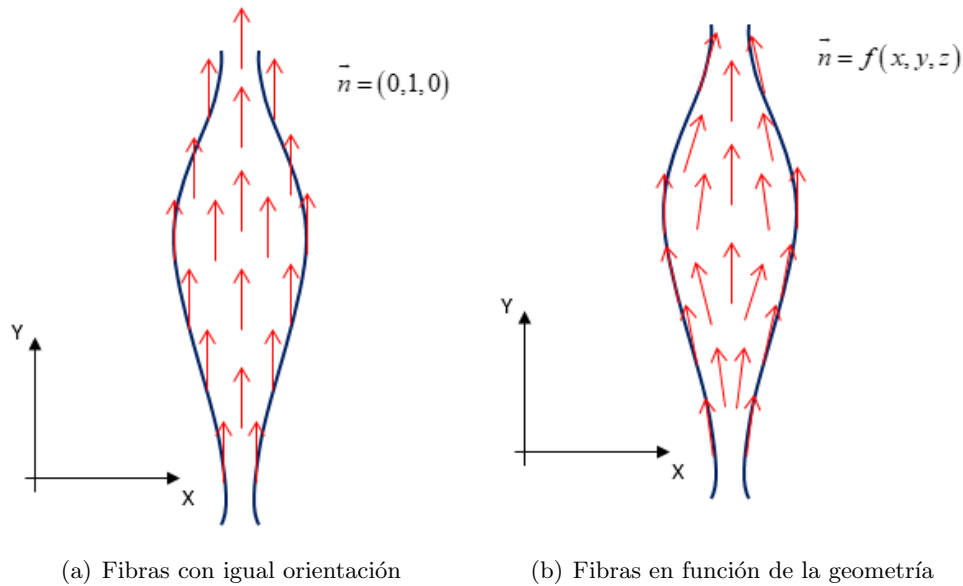


Figura 2.10: Posibles orientaciones de las fibras.

Se sabe que la dirección de la tensión principal máxima generada al imponer un pequeño desplazamiento en el músculo se ajusta a su geometría [Grasa *et al.*, 2012]. Esto permite generar un nuevo archivo capaz de establecer la orientación de fibras adecuada para cada punto de integración de la malla de elementos finitos y que leerá la subrutina de usuario del material.

Con el fin de obtener las tensiones se trabajó cada músculo por separado. El proceso se basa en fijar la región de la aponeurosis e imponer un pequeño desplazamiento en el contrario que genere tensión. Las fibras musculares se extienden desde el extremo de un tendón hasta el otro. Debido a ello, previamente se definió, a partir de ilustraciones recogidas en fuentes especializadas en anatomía muscular [Cantarella, 1999], un grupo de nodos que actuarían como tendón o aponeurosis.

Una vez se obtienen las tensiones producidas por el desplazamiento, se crea un archivo con las componentes de tensión correspondientes a cada punto de integración. A partir de tal archivo se obtiene el tensor de tensiones para cada punto de integración que permite determinar las direcciones y tensiones principales. Las siguientes imágenes muestran la orientación de las fibras para el bíceps femoral y el vasto lateral obtenidas como resultado del proceso anterior.

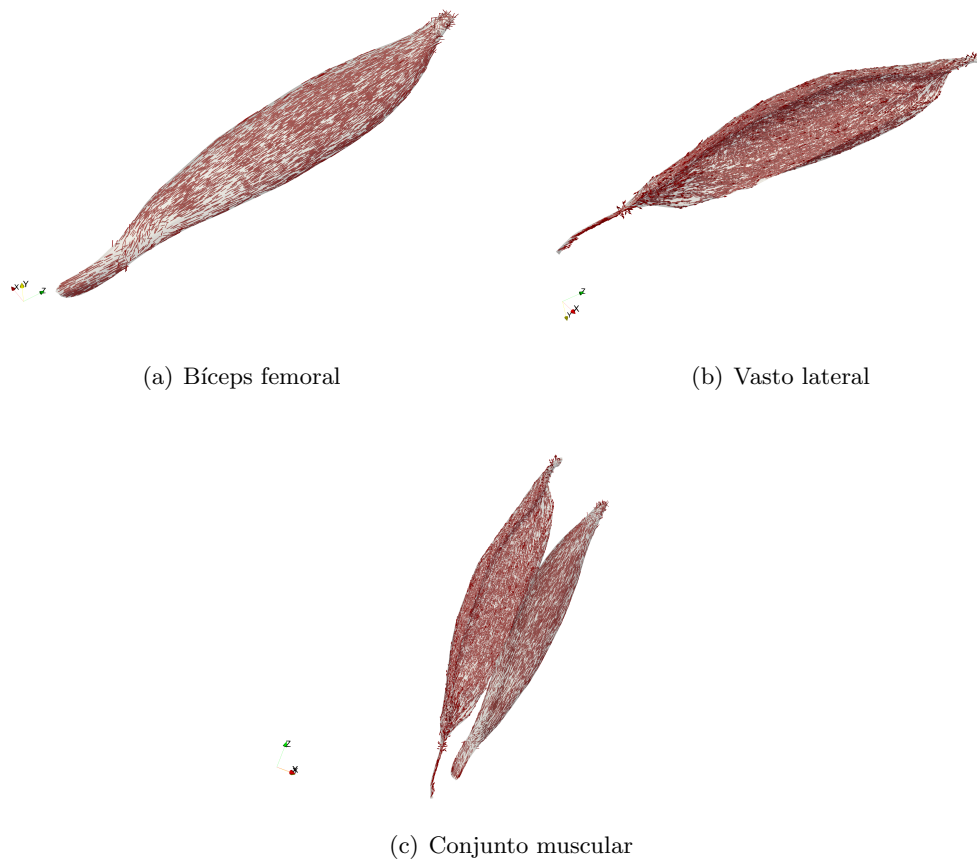


Figura 2.11: Representación de la orientación de las fibras musculares obtenidas para los dos músculos del modelo.

2.5. Algoritmos de integración temporal

El apartado siguiente describe las características del método explícito y del escalado de masa, que permiten llevar a cabo el cálculo dinámico y reducir los tiempos. El método explícito resulta particularmente útil para problemas con grandes deformaciones o con efectos inerciales importantes.

Los algoritmos de integración temporales para problemas dinámicos en análisis de elementos finitos pueden ser clasificados como implícitos o explícitos. En general, el método implícito define el estado del modelo para cada incremento temporal basándose en la información de ese mismo incremento y el previo, mientras que el método explícito usa los datos del incremento previo para resolver las ecuaciones dinámicas durante el nuevo. El algoritmo explícito puede ser resuelto directamente sin requerimiento de iteraciones. El tiempo crítico para cada paso es función del material y del tamaño de elemento más pequeño en el sistema. El tiempo de incremento debe ser siempre menor que el tiempo crítico de paso. De lo contrario, la solución será inestable y ocurrirán oscilaciones en la respuesta del modelo, que pueden llevar a elementos excesivamente distorsionados. [Beidokhti *et al.*, 2016]

Para incrementar el tiempo crítico de cada paso, y como consecuencia reducir el tiempo

computacional, está disponible la opción del *mass scaling* o escalado de masa. En el escalado de masa, la densidad del sistema es incrementada artificialmente para poder resolver con incrementos de tiempos mayores.

Al aumentar la masa se aumenta la inercia de los elementos cuando estos son acelerados y se pueden dar efectos de “arrastre” de algunos elementos por otros más pesados a los que están unidos, además de que cualquier impacto entre elementos verá su energía multiplicada por el factor de escalado.

3. Resultados

La simulación del ciclo de flexión-extensión es posible gracias a una función presente en la subrutina y que rige la activación de cada músculo en función del tiempo.

La duración total del ciclo es de 1,2 segundos. Durante los primeros 0,6 segundos se produce la activación y relajación del bíceps femoral de forma que se lleva a cabo la contracción de dicho músculo efectuándose la flexión de la extremidad. En los 0,6 segundos restantes, es el vasto lateral el que se activa y contrae para producir la extensión final y así completar el ciclo. Mientras un músculo está activo su antagonista se comporta de forma pasiva.

Los resultados que se presentan han sido obtenidos por medio de un cálculo dinámico. Este método resulta más adecuado por varios motivos, entre ellos, por tener en cuenta los efectos dinámicos de masas e inercias, el alto número de incrementos necesarios o la dependencia de los resultados con el tiempo. Además, se emplea el *mass scaling*, un factor que multiplica virtualmente la masa de las partes que se desee para disminuir el tiempo de cálculo al reducir los incrementos necesarios.

A continuación se enumeran las diferentes hipótesis de trabajo empleadas para la obtención de los resultados, como se detalla en el apartado 2.3. *Generación de mallas*, se utilizan tres tipos de malla con diferente tamaño (Fig. 2.9). Para la malla gruesa el tamaño escogido es 50, para la intermedia 40 y para la fina 30. Sobre cada malla se llevó a cabo un cálculo empleando el *mass scaling* y otro en el que no se empleó o se hizo de forma reducida. El escalado de masa reducido se emplea para referirse a factores de *mass scaling* que evitan llevar a cabo un número de incrementos por encima de los dos millones.

■ Malla gruesa	■ Malla intermedia	■ Malla fina
· Escalado de masa	· Escalado de masa	· Escalado de masa
· Sin escalado de masa	· Escalado de masa reducido	· Escalado de masa reducido

Para cada una de las condiciones anteriores se va a mostrar el alargamiento (λ) que experimentan las fibras del bíceps femoral y vasto lateral en tres momentos concretos del ciclo: fuerza máxima del tendón proximal del bíceps femoral, máximo desplazamiento en u_2 y alineamiento entre tibia y fémur al final del ciclo. También se adjuntan las gráficas de la fuerza ejercida por el bíceps femoral y el vasto lateral en el ciclo completo. En el Anexo I y II se pueden consultar otras variables de interés como la tensión principal máxima o el desplazamiento u_2 .

λ representa el cociente entre la longitud final y la inicial. Aquellos valores mayores de la unidad significan extensión, mientras que valores menores de la unidad implican acortamiento.

	Parámetro
Respuesta pasiva	$c_1 = 0,08837 \text{ MPa}$
	$c_3 = 0,00987 \text{ MPa}$
	$c_4 = 2,23787$
	$c_5 = 3,06367 \text{ MPa}$
	$c_6 = -4,75963 \text{ MPa}$
	$c_7 = -2,76353 \text{ MPa}$
	$\bar{I}_{40} = 1,25638$
	$\bar{I}_{4ref} = 1,25638$
Máxima fuerza isométrica	$F_0 = 8,88 \text{ N}$
Relación fuerza-deformación	$\lambda = 1$
	$\lambda_{opt} = 1$
	$\xi = 0,1$
Relación fuerza-voltaje	$a = 1,609 \text{ V}$
	$V = 8 \text{ V}$
	$d = 1,474 \text{ V}$
Relación fuerza-tiempo	$P = 1,0036 \text{ N}$
	$T_c = 0,045 \text{ s}$
	$fr = 90 \text{ Hz}$
	$r = 1,4$
	$c = 0,08$
	$h = -0,85$

Tabla 3.1: Parámetros empleados en el modelo [Grasa *et al.*, 2014].

La Tabla 3.1. recoge el valor de los diferentes parámetros contemplados en el modelo de acuerdo al apartado 2.1.1.

3.1. Mallado grueso

Se recogen los resultados correspondientes a la malla gruesa contemplando los casos de escalado de masa y escalado de masa nulo.

El tiempo de cálculo de esta malla en un procesador Intel i7-4790 3,60GHz fue de 29 minutos para el modelo escalado frente a las 13 horas y 50 minutos del modelo no escalado.

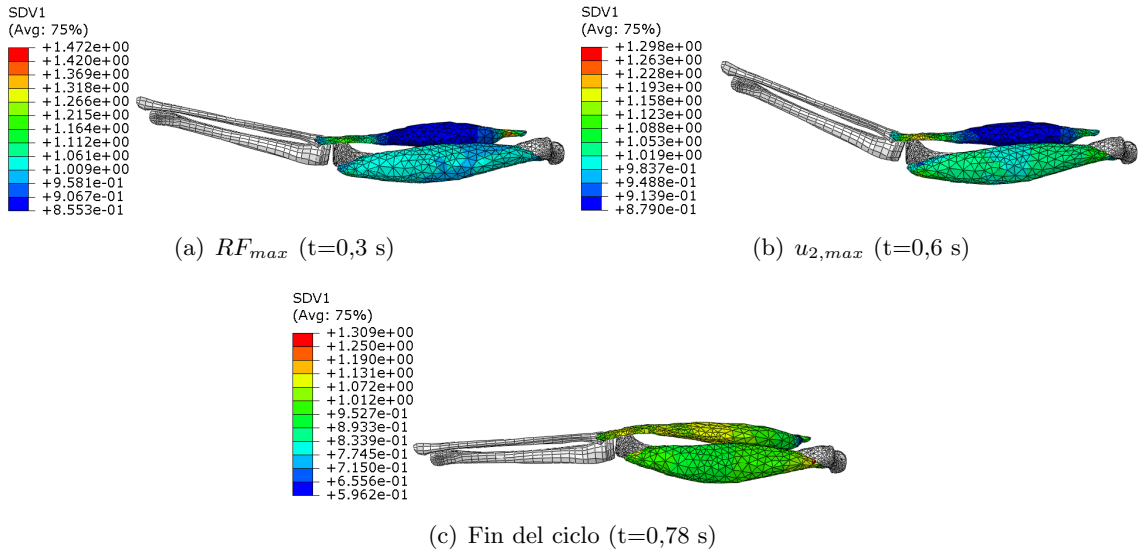


Figura 3.1: λ que experimentan las fibras con escalado de masa.

La imagen superior (Fig. 3.1) muestra el cambio en la longitud de las fibras para tres momentos concretos del ciclo, punto de fuerza de reacción máximo, de mayor desplazamiento u_2 y punto final del ciclo en la malla gruesa con escalado de masa. Los mayores valores para el alargamiento se dan para todos los instantes en las regiones de los tendones tal y como se esperaba con valores máximos en torno a 1,4. En la región del vientre muscular del bíceps femoral el valor de λ de 0,85 indica el acortamiento de fibras propio de la contracción. Para el instante de $u_{2,max}$ se aprecia como la contracción del músculo vasto lateral (indicada por el acortamiento de fibras) comienza en la zona central y de ahí se *extiende* hacia los extremos.

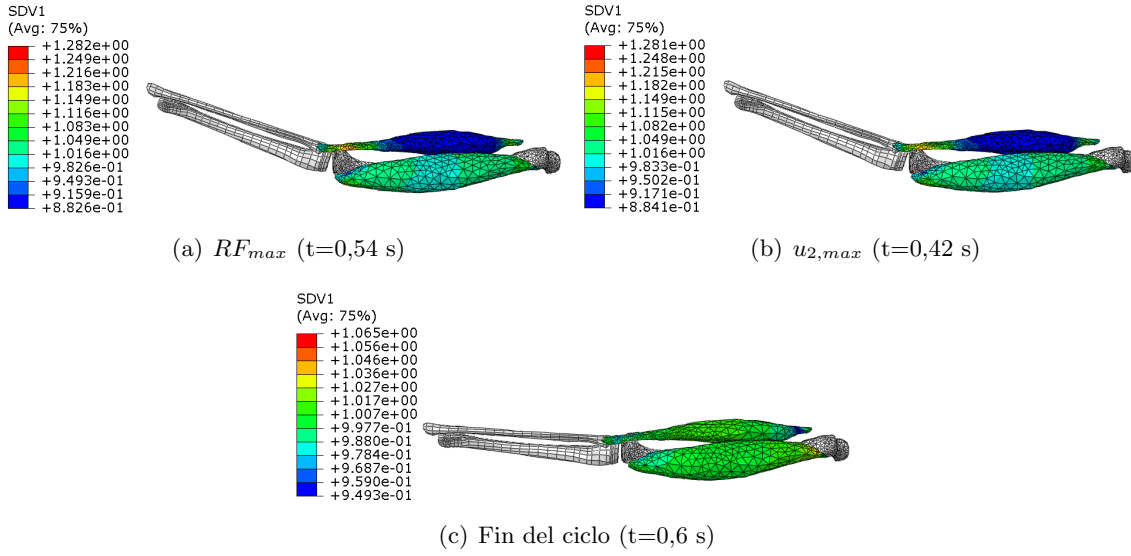


Figura 3.2: λ que experimentan las fibras sin escalado de masa.

Con la misma malla pero sin escalado de masa (Fig. 3.2), la primera diferencia se aprecia en los tiempos a los que se alcanzan los momentos del ciclo mencionados anteriormente. Los máximos en estas condiciones siguen dándose en las mismas zonas e instantes (RF_{max}) pero con valores algo inferiores como muestran los 1,28 alcanzados en el tendón proximal o los 0,88 de la zona del vientre del bíceps femoral.

En cuanto a los valores máximos para el alargamiento de las fibras, la siguiente tabla se encarga de recogerlos:

Instante	Escalado	Escalado nulo
RF_{max}	1,472	1,282
$u_{2,max}$	1,298	1,281
$Final$	1,309	1,065

Tabla 3.2: Valores máximos de λ para malla gruesa.

Las gráficas que se adjuntan a continuación (Fig. 3.3) reflejan la evolución que sigue la fuerza de reacción en los extremos de los tendones que se da como resultado de la fuerza que generan los músculos al activarse a lo largo del ciclo.

El primer aspecto a destacar es que el análisis para el modelo escalado no se completa íntegramente, debido a una deformación excesiva en el tendón proximal del bíceps femoral por el factor de *mass scaling*. En cuanto a las fuerzas obtenidas se dan mayores diferencias en los valores alcanzados por el bíceps femoral, por ejemplo, para $t = 0,3$ s la fuerza del modelo escalado es el doble que la del no escalado llegando a los 220 N frente a los 500 N. En la comparativa del vasto lateral, no se alcanzan tales diferencias entre curvas aunque para el instante $t = 0,9$ s, coincidente con la mitad del ciclo de activación del vasto, se obtiene para el modelo escalado un pico de fuerza de 88 N frente a los 50 N del modelo no escalado.

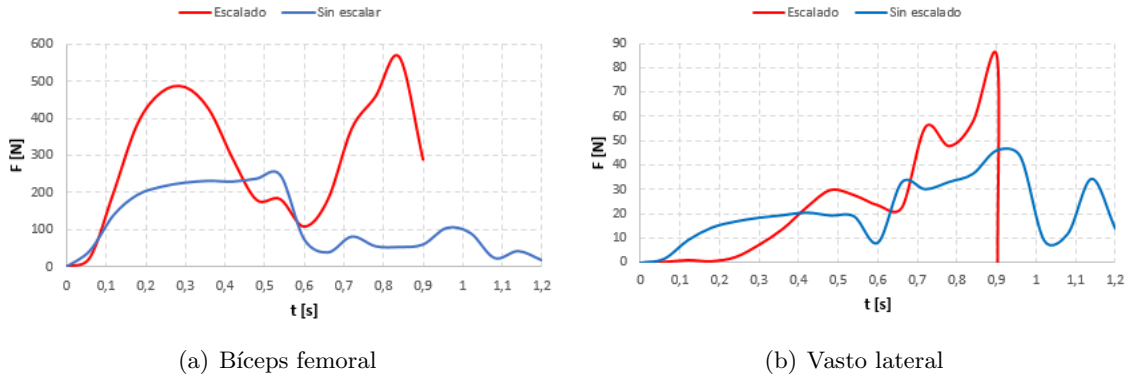


Figura 3.3: Gráficas de la fuerza alcanzada en los tendones proximales de los distintos músculos.

3.2. Mallado intermedio

Los cálculos lanzados con mallado intermedio son los únicos que completan el análisis para las versiones escalada y escalada reducida lo cual indica que el compromiso que en este modelo se alcanza entre *mass scaling* y tamaño de elemento es adecuado. En cuanto a los tiempos, el análisis escalado finalizó a las 4 horas y 58 minutos frente a las 13 horas y 5 minutos del escalado reducido.

Para el modelo escalado (Fig. 3.4) las zonas de valores máximos siguen alcanzándose en los tendones. En este caso, como puede apreciarse en la imagen, es en $u_{2,max}$ donde se da el máximo alargamiento ($\lambda = 1,33$) debido a que el bíceps continúa *acortado* ($\lambda = 0,897$ en el vientre) por haber finalizado la contracción y el vasto lateral comienza su activación por lo que del tendón tiran en el mismo instante ambos músculos. En la imagen final del ciclo puede apreciarse una deformación excesiva en la zona del tendón proximal del bíceps femoral por efecto del *mass scaling* alcanzado el máximo alargamiento con un valor de λ de 1,2.

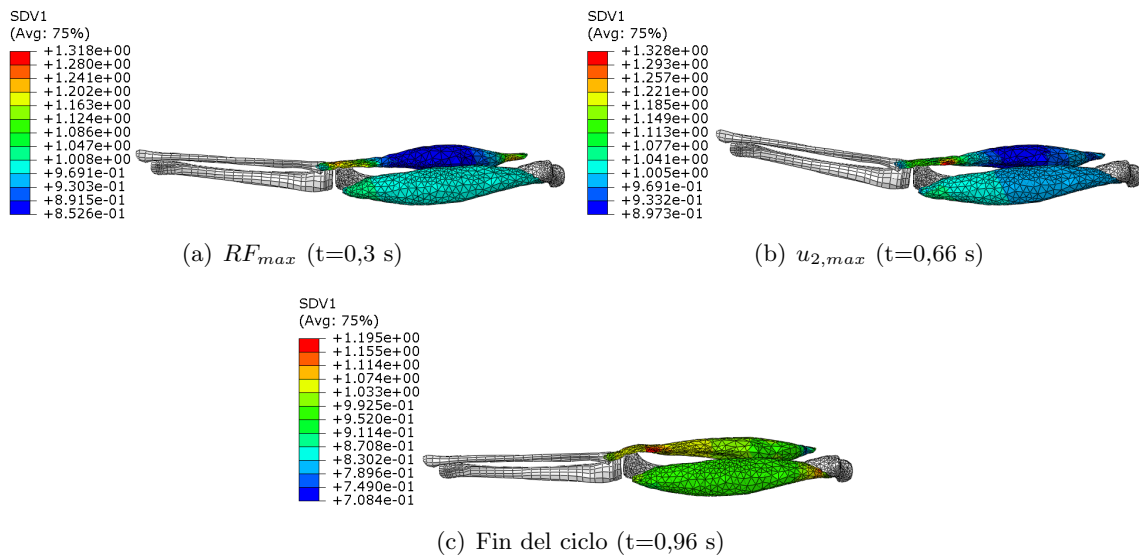


Figura 3.4: λ que experimentan las fibras con escalado de masa.

La imagen inferior refleja los valores que se dan para el modelo con escalado reducido (Fig. 3.5). Como en el mallado anterior, los tiempos para misma malla en cada instante del ciclo difieren en función de su escalado o no, sin embargo, los tiempo son similares entre los modelos escalados y no escalados de distinta malla. El máximo alargamiento ($\lambda = 1,29$) continúa produciéndose en el instante de $u_{2,max}$ coincidiendo con el máximo acortamiento de las fibras del vientre del bíceps femoral que toman un valor de λ de 0,88.

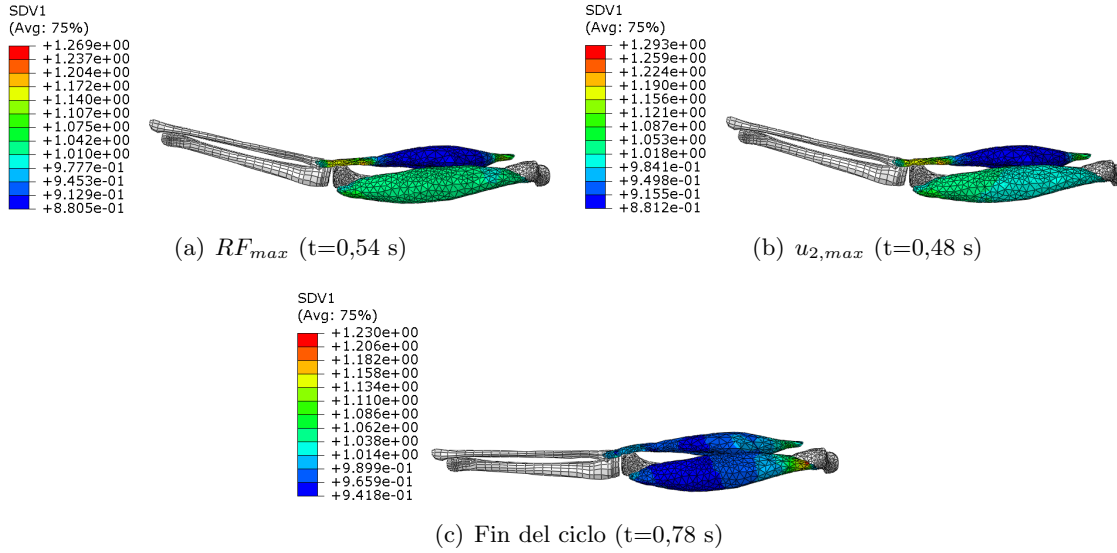


Figura 3.5: λ que experimentan las fibras con escalado de masa reducido.

La Tabla 3.3. recoge los valores máximos que proporciona el análisis del mallado intermedio.

Instante	Escalado	Escalado reducido
RF_{max}	1,318	1,269
$u_{2,max}$	1,328	1,293
<i>Final</i>	1,195	1,230

Tabla 3.3: Valores máximos de λ para malla intermedia.

La evolución de las fuerzas de reacción en los tendones se muestran en las siguientes curvas (Fig. 3.6). En este caso, para el bíceps femoral, además de diferir en el valor alcanzado por la fuerza se aprecia que la forma de la curva entre modelo escalado y escalado reducido es muy diferente. Para $t = 0,3$ s el modelo escalado genera un pico máximo de 600 N, mientras que el escalado reducido tiene para ese instante un mínimo en la fuerza de 100 N aproximadamente. Por el contrario, la reacción en los tendones del vasto lateral sigue la tendencia del mallado anterior al ser bastante similar en ambos modelos con la diferencia de ser algo superior para el modelo escalado reducido que alcanza un valor máximo de fuerza de 100 N frente a los 70 N del modelo escalado hacia el final del ciclo.

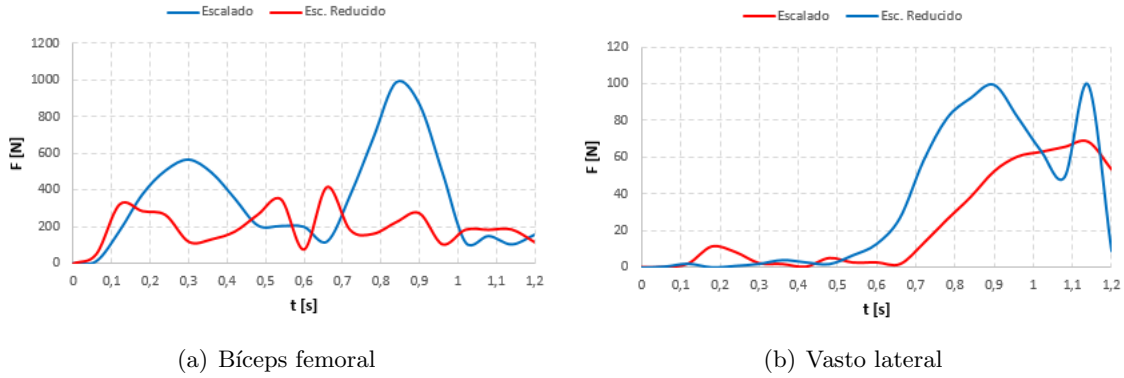


Figura 3.6: Gráficas de la fuerza alcanzada en los tendones proximales de los distintos músculos.

3.3. Mallado fino

Para finalizar, se incluyen los resultados obtenidos del análisis de la malla fina en sus dos versiones escalada y escalada reducida. Los tiempos de análisis son 11 horas y 29 minutos en el caso del modelo escalado sin llegar a completar íntegramente el análisis frente a las 16 horas y 34 minutos del modelo escalado reducido que sí completó el análisis.

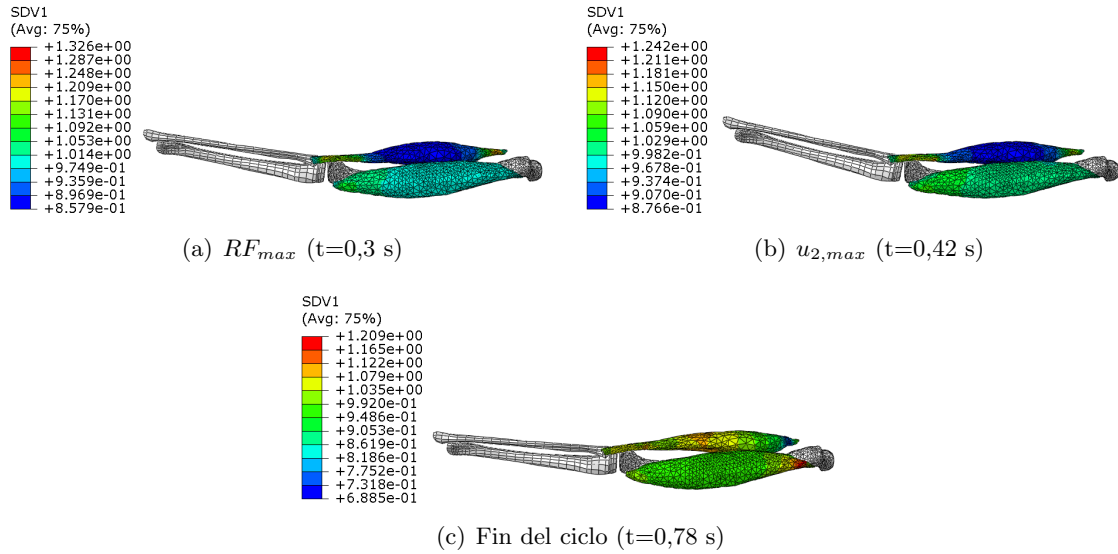


Figura 3.7: λ que experimentan las fibras con escalado de masa.

En este modelo de mallado, los tiempos entre versiones escalada y escalada reducida son más similares entre ellos, difiriendo en el tiempo al que se alcanza la RF_{max} , lo cual tiene sentido cuando se comparan las gráficas de la evolución de la fuerza, ya que para el modelo escalado existe un máximo para $t = 0,3$ s mientras que en el reducido para ese tiempo se da un mínimo en la fuerza. En cuanto al valor del alargamiento, se aprecia un máximo de 1,32 en el tendón proximal del bíceps femoral que coincide con el máximo alargamiento para el tendón proximal del vasto lateral ($\lambda = 1,1$) y el máximo acortamiento en el vientre del bíceps femoral ($\lambda = 0,86$).

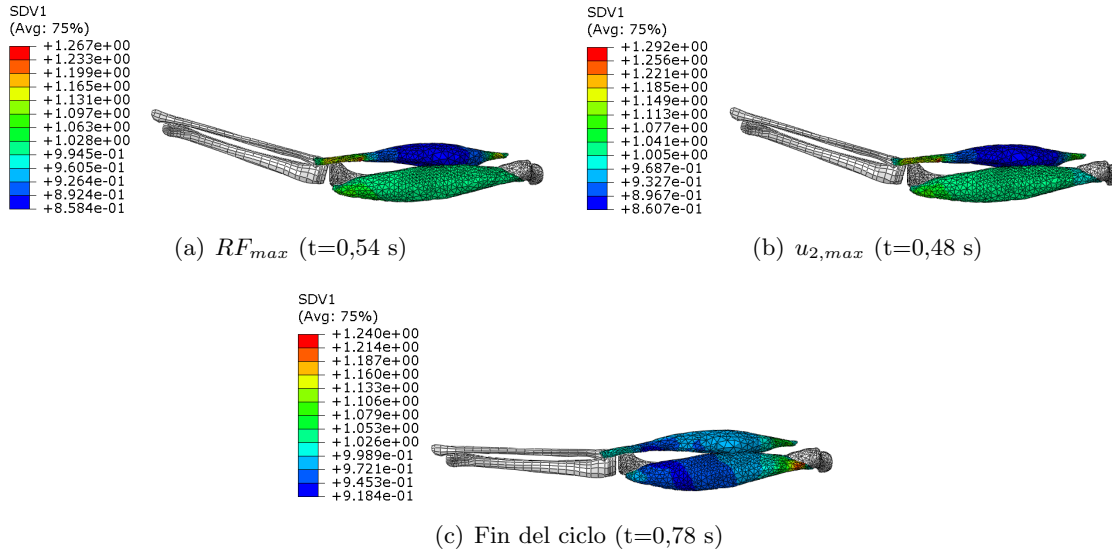


Figura 3.8: λ que experimentan las fibras con escalado de masa reducido.

La versión con escalado reducido difiere de la anterior y obtiene el máximo alargamiento ($\lambda = 1,29$) en el tendón proximal del bíceps para el instante de $u_{2,max}$ coincidiendo con el mayor alargamiento del vientre el vasto lateral ($\lambda = 1,05$) y un acortamiento en las fibras del bíceps de $\lambda = 0,86$.

Como valores máximos se tiene:

Instante	Escalado	Escalado reducido
RF_{max}	1,326	1,267
$u_{2,max}$	1,242	1,292
<i>Final</i>	1,209	1,240

Tabla 3.4: Valores máximos de λ para malla fina.

Continuando con la tendencia del mallado intermedio, en el fino se encuentra que la evolución de la fuerza de reacción producida por el bíceps femoral difiere según esté escalado o no el modelo. A pesar de ello, el modelo escalado de las mallas fina e intermedia muestran una curva muy similar, al igual que el modelo escalado reducido de mallado fino e intermedio. Para el vasto lateral ambas fuerzas son similares.

Igual que ocurría en el modelo de malla gruesa y escalado el *Step* no se completa por efectos de *mass scaling* que posteriormente se comentan.

En las curvas mostradas a continuación, se puede comprobar que los valores máximos siguen dándose en el modelo escalado para el bíceps femoral con un pico de 800 N en $t = 0,3$ s con el mismo mínimo en la curva del modelo reducido que se veía para el mallado intermedio, con la salvedad de que en este caso supera los 100N. La evolución de la fuerza del vasto lateral es muy similar en ambas versiones (escalada y reducida) hasta $t = 0,3$ s, instante en el que finaliza antes de tiempo la prueba escalada de malla fina.

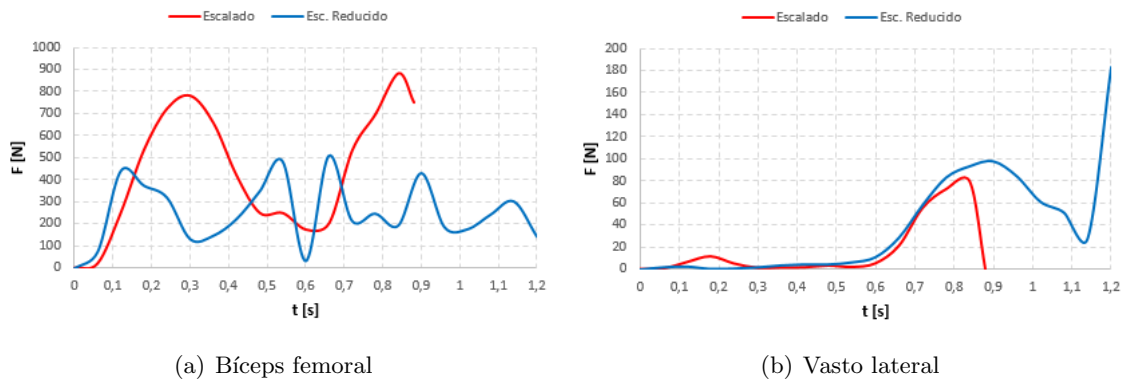


Figura 3.9: Gráficas de la fuerza alcanzada en los tendones proximales de los distintos músculos.

Finalmente se adjuntan dos gráficas con las distintas evoluciones que sigue la fuerza de reacción que cada músculo provoca en función de los distintos mallados y escalados.

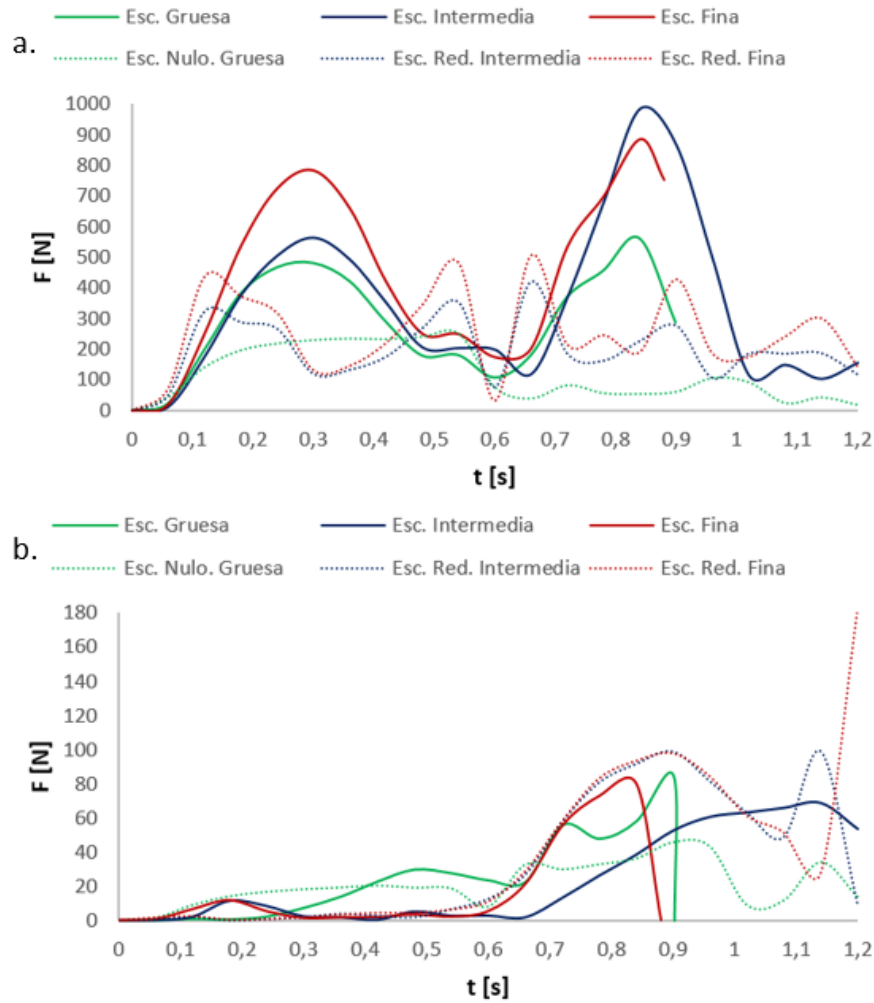


Figura 3.10: Comparativa de las curvas obtenidas para la fuerza de reacción que genera los músculos. (a) Biceps femoral; (b) Vasto lateral.

De la evolución de la fuerza del bíceps femoral se puede observar como los modelos escalados son los que proporcionan una mayor fuerza de reacción en el tendón del bíceps, siendo la máxima de 1000 N en el modelo de malla intermedia para el instante $t = 0,9$ s. Analizando únicamente hasta los 0,6 segundos, se ve como un mallado más fino proporciona mayores fuerzas, llegando hasta 800 N con el fino.

Las curvas que proporciona el vasto lateral tienen valores máximo más próximos entre sí, a diferencia de lo visto para su antagonista. En este músculo son las pruebas escaladas reducidas las que proporcionan las mayores fuerzas, siendo éstas de 100 N aproximadamente. Para el instante $t = 0,9$ s se obtienen los máximos de cada curva, que tal y como se ha comentado anteriormente, coincide con la mitad del ciclo de activación del vasto lateral.

4. Conclusiones

Todos los resultados de los cálculos dinámicos que se han llevado a cabo modificando mallas y escalado permiten analizar el modelo desde una doble perspectiva, la primera desde el punto de vista de los valores o niveles de las variables mecánicas obtenidas y la segunda según el efecto sobre las geometrías al simular el ciclo de las mallas y escalados.

4.1. Valores obtenidos

De las diferentes simulaciones para la variación en la longitud de las fibras λ con distintas mallas y factores de *mass scaling* puede deducirse lo siguiente:

- Para cada uno de los momentos seleccionados – fuerza máxima, desplazamiento vertical máximo y final de la extensión – se dan mayores diferencias en los valores de λ de alargamiento que de acortamiento. Dentro de estos valores de alargamiento, las diferencias son mayores con la variación en el *mass scaling* que con la variación del tamaño de malla. Por lo que se puede concluir que la fuerza de reacción se ve más afectada por el escalado

que por la malla empleada. Esto es lo esperado ya que el factor de escalado repercute directamente sobre las densidades, masas e inercias y por tanto fuerzas.

Malla	Escalado	Escalado nulo/reducido
Gruesa	1,472	1,282
Intermedia	1,318	1,269
Final	1,326	1,267

Tabla 4.1: Valores máximos de λ para RF_{max} .

- Los modelos escalados en malla gruesa e intermedia duplican aproximadamente la fuerza ejercida por el bíceps femoral con respecto al modelo de escalado reducido. Dicho fenómeno no se aprecia para la fuerza ejercida por el vasto lateral.
- Se observa un pico de fuerza para el vasto lateral en todas las curvas para un tiempo aproximado de 0,9 segundos que se corresponde con la mitad del tiempo de activación de dicho músculo. También puede observarse el comportamiento no lineal del vasto para el periodo de tiempo en el que no está activo.
- En las mallas intermedia y fina no escaladas se produce a los 0,3 segundos una caída en la fuerza ejercida por el bíceps femoral, momento que coincide con el que las fibras del tendón del vasto lateral ofrecen resistencia por estar iniciando su extensión.
- Fuerzas obtenidas en este trabajo reflejan similitud con resultados experimentales de trabajos que analizan las fuerzas de los músculos implicados en la flexión-extensión de la rodilla durante el ciclo de carrera humana [Chumanov *et al.*, 2011] como se recoge a modo comparativo en las siguientes figuras.

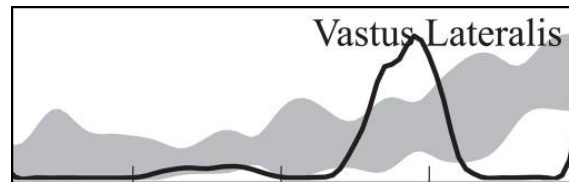


Figura 4.1: Resultados experimentales para la fuerza del vasto lateral. [Chumanov *et al.*, 2011]

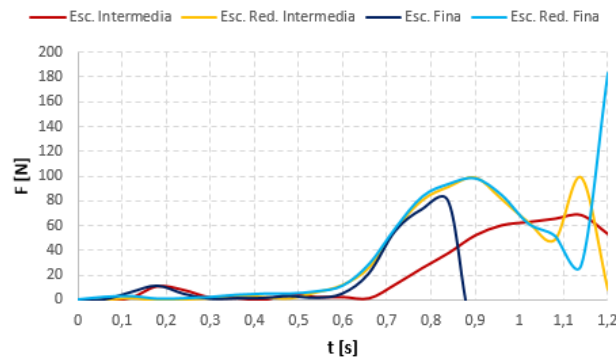


Figura 4.2: Resultados computacionales en las mallas intermedia y fina para la fuerza de reacción del vasto lateral.

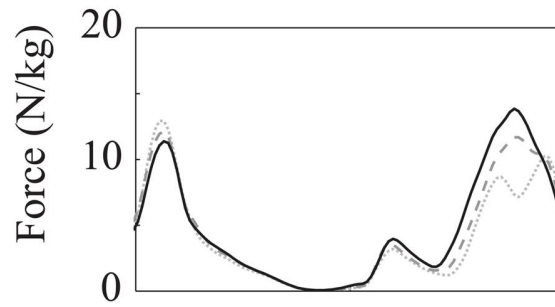


Figura 4.3: Resultados experimentales para la fuerza del bíceps femoral. [Chumanov *et al.*, 2011]

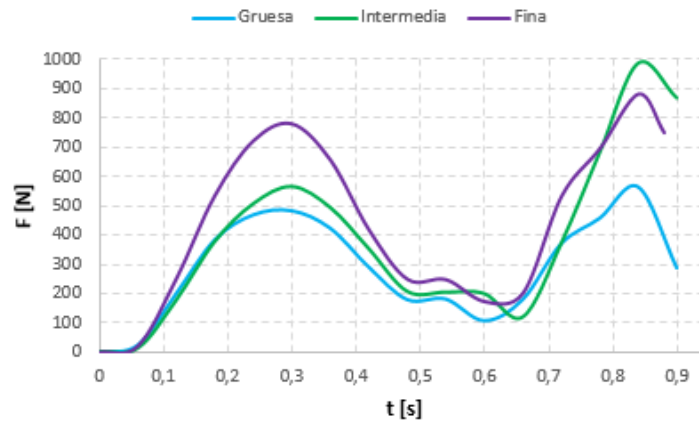


Figura 4.4: Resultados computacionales de los modelos escalado en las diferentes mallas para la fuerza de reacción del bíceps femoral.

- Estos resultados son similares para los modelos escalados y no escalados del vasto lateral con mallas fina e intermedia y para los escalados del bíceps femoral aunque se aprecia mayor valor en la fuerza alcanzada.
- A pesar de alcanzar fuerzas superiores, estudios como Thelen *et al.* [2005], reflejan que el bíceps femoral puede alcanzar dichos niveles de fuerza.

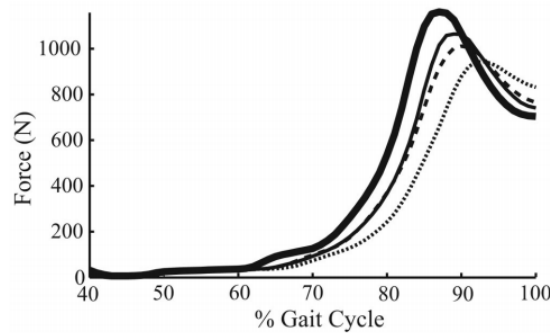


Figura 4.5: Resultados la fuerza desarrollada por el bíceps femoral. [Thelen *et al.*, 2005]

- Como limitación del modelo no se tienen en cuenta fuerzas de impacto sobre el mismo y numerosos tejidos que faltan por definir e incluir y que explican las diferencias entre los niveles máximos alcanzados en las gráficas experimentales y los obtenidos por la simulación computacional.

4.2. Efecto sobre la geometría

- El hecho de que la diferencia para los valores de la extensión sea mayor se debe a que ésta se da en las zonas de los tendones, es decir, en zonas más estrechas y críticas a la hora de calcular y donde el efecto del *mass scaling* es más acusado.
- Las simulaciones con *mass scaling* en malla gruesa y fina no completan todo el *Step*. El efecto de la inercia del músculo provoca hacia el final del ciclo una deformación excesiva en la zona del tendón proximal del bíceps femoral. En el caso de la malla gruesa puede deberse a que el tamaño de elemento es demasiado grande, mientras que en el caso de la malla fina, los elementos, al ser más pequeños, requieren un mayor factor de *mass scaling* por lo tanto el efecto sobre la inercia del músculo es mayor.
- Valores elevados de *mass scaling* provocan dificultad para que se produzca el movimiento. La masa es demasiado elevada para que el músculo la pueda mover.

De los puntos anteriores se puede concluir que si bien el *mass scaling* es necesario para reducir los tiempos de cálculo se debe alcanzar un compromiso entre el factor que se escoge, las partes del modelo sobre las que se aplica y las mallas que se emplean para los cálculos.

4.3. Líneas futuras de trabajo

Este trabajo sirve como base para la simulación del comportamiento biomecánico del movimiento de la articulación de la rodilla por medio de simulaciones dinámicas en tres dimensiones empleando herramientas como el escalado de masa. Algunas de las mejoras o líneas con las que continuar son las siguientes:

- Desarrollo de la articulación de la rodilla incluyendo diferentes partes tridimensionales como la rótula o ligamentos internos y externos que reproduzcan más verídicamente el movimiento sin necesidad de condiciones de contorno o restricciones.
- Incluir efectos dinámicos de la carrera como puede ser el del impacto al apoyar el pie.
- Añadir el efecto de la fatiga muscular que se desarrolla en otros estudios.
- Añadir nuevos músculos que permitan alcanzar mayores ángulos de giro que el obtenido por el efecto del bíceps femoral.

Anexos

A continuación se presentan los resultados obtenidos para la tensión principal, el desplazamiento u_2 correspondiente a la dirección y y el código empleado para la activación del bíceps femoral y vasto lateral. El objetivo es reflejar en mayor detalle el efecto de las mallas y el *mass scaling* sobre otras dos variables de interés.

Anexo I. Tensión principal

Las figuras siguientes muestran la tensión principal máxima del tensor de tensiones de Cauchy para cada mallado y tipo de escalado.

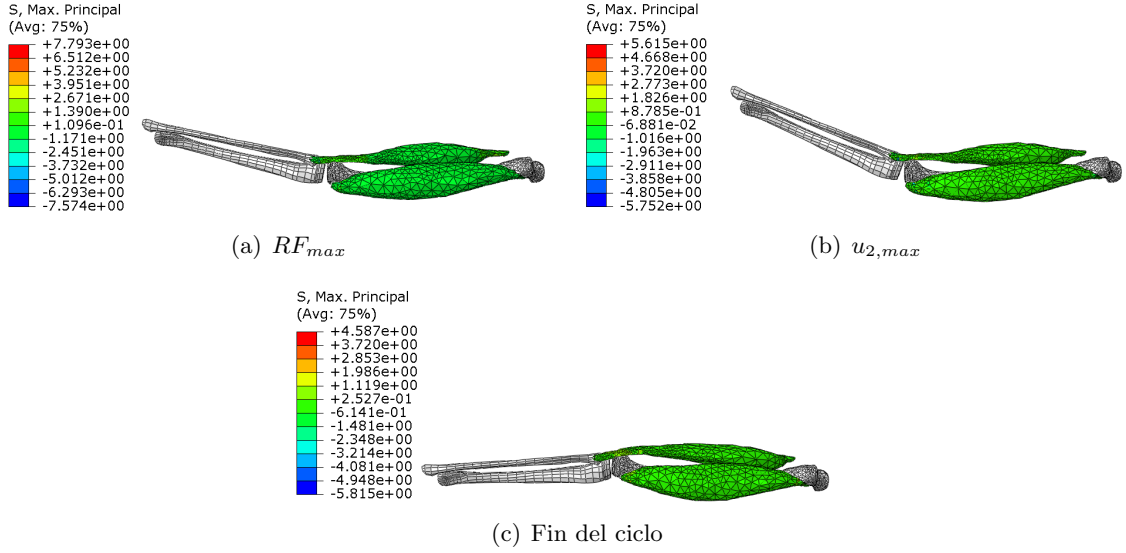


Figura 4.6: σ_{max} para malla gruesa y escalado de masa.

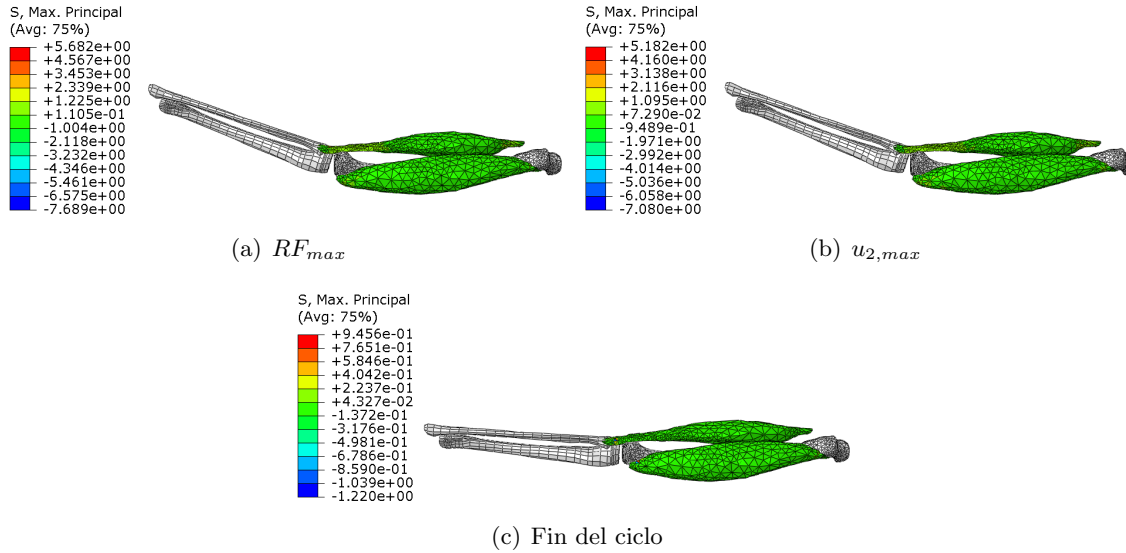


Figura 4.7: σ_{max} para malla gruesa y sin escalado de masa.

En el caso de mallado grueso (Fig. 4.6) (Fig. 4.7) los valores máximos se alcanzan para el instante de RF_{max} siendo superior en el modelo escalado donde alcanza los 7,79 MPa.

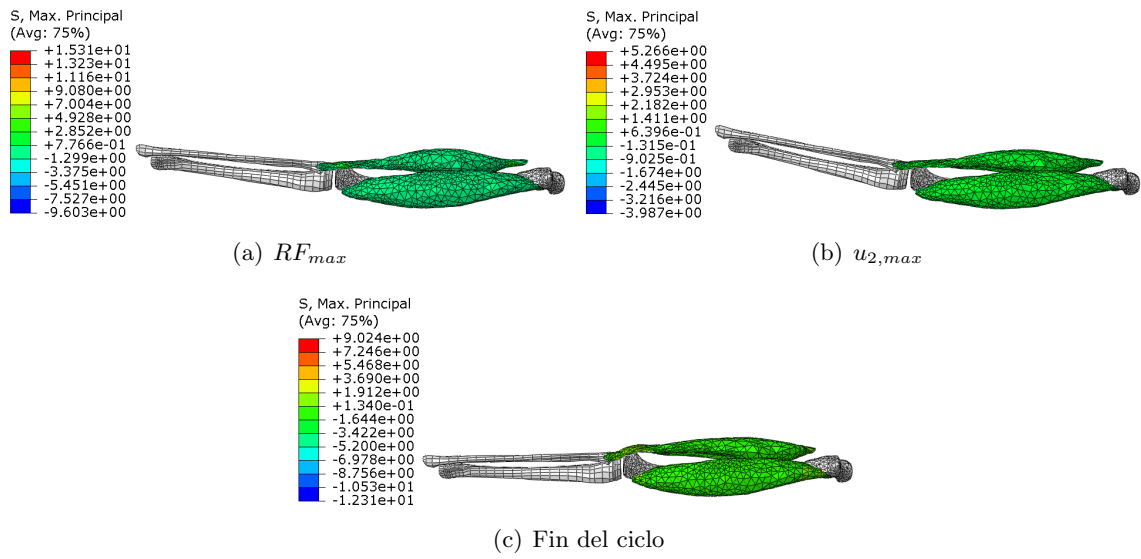


Figura 4.8: σ_{max} para malla intermedia y escalado de masa.

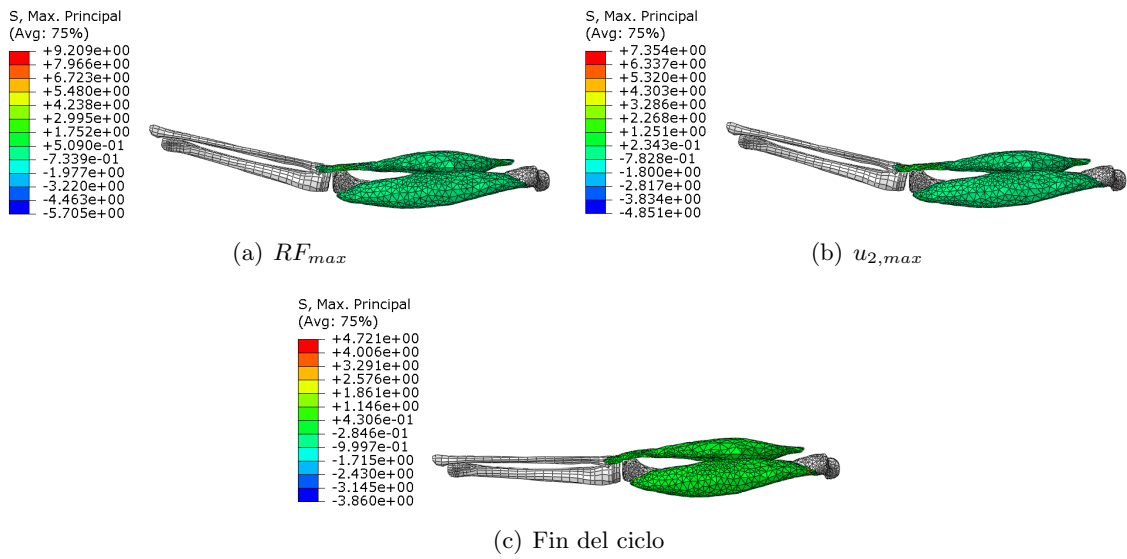


Figura 4.9: σ_{max} para malla intermedia y escalado de masa reducido.

El modelo intermedio vuelve a alcanzar el máximo valor en los instantes RF_{max} . Ahora, dichos valores son próximos al doble de los obtenidos en el mallado grueso, siendo el mayor de ellos 15,3 MPa para el modelo escalado.

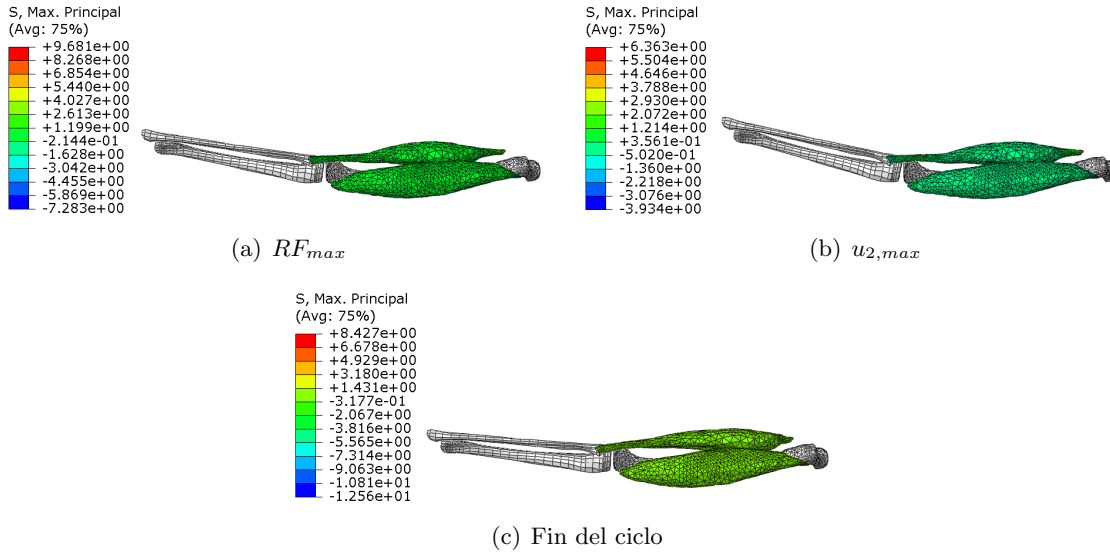


Figura 4.10: σ_{max} para malla fina y escalado de masa.

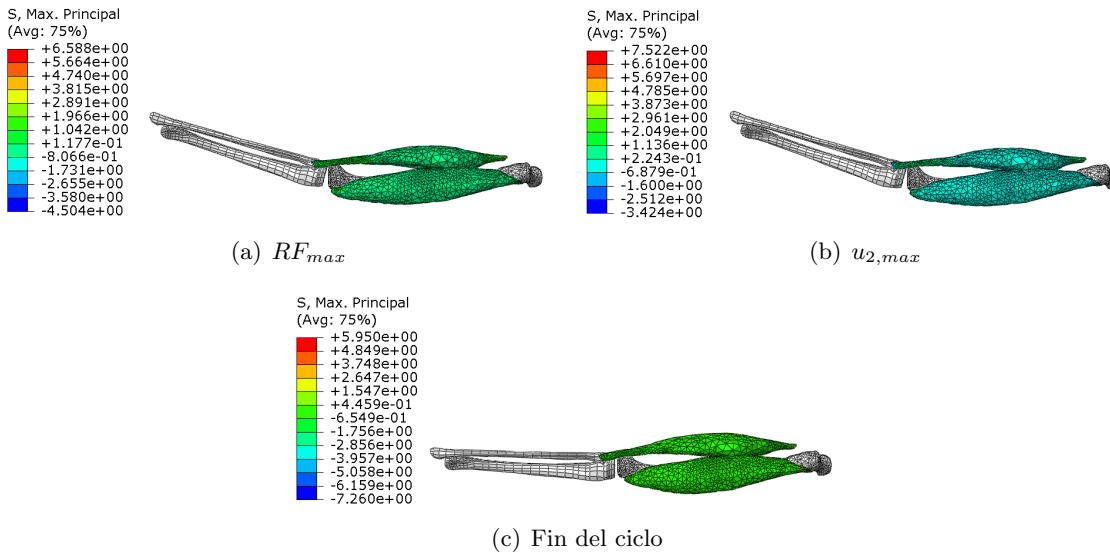


Figura 4.11: σ_{max} para malla fina y escalado de masa reducido.

Por último, el modelo con mallado fino. Este modelo presenta alguna diferencia respecto a los anteriores. Para su versión escalada el máximo se sigue alcanzando en RF_{max} , mientras que el escalado reducido lo alcanza en $u_{2,max}$. Además, los valores son más similares a los que se obtienen con el mallado grueso ya que el máximo valor para la tensión que se alcanza es de 9,68 MPa en el modelo escalado.

Anexo II. Desplazamiento u_2

El desplazamiento u_2 es interesante de analizar ya que cuanto mayor sea mayor habrá sido el ángulo girado por la tibia y el peroné como resultado de la activación del bíceps femoral.

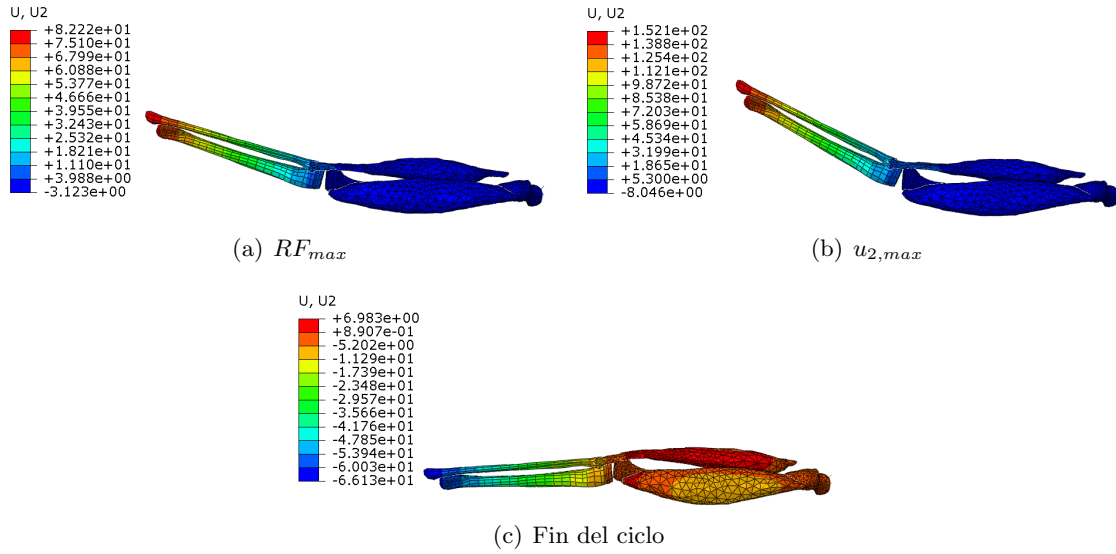


Figura 4.12: u_2 para malla gruesa y escalado de masa.

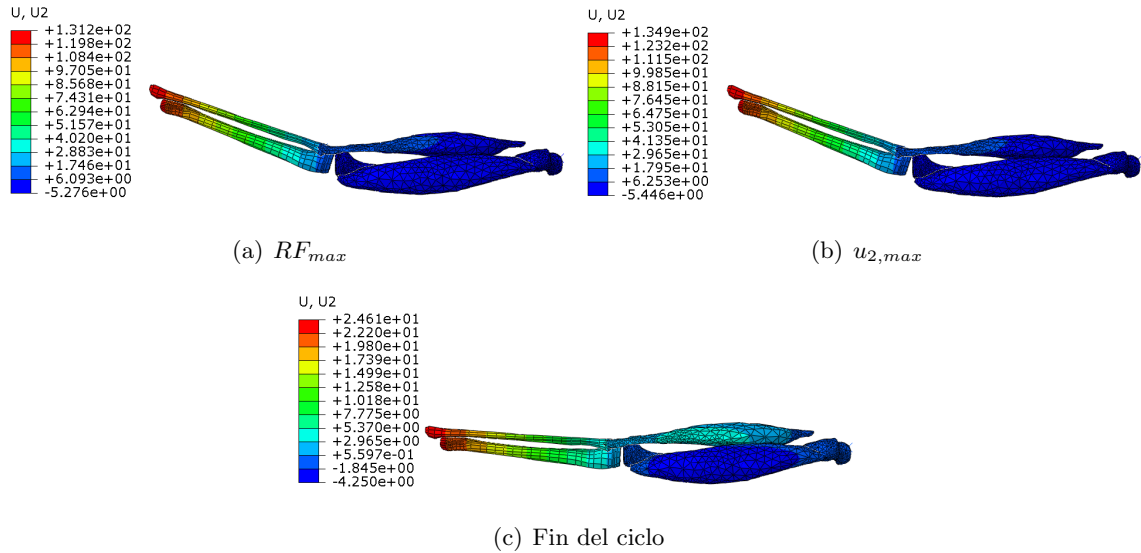


Figura 4.13: u_2 para malla gruesa y sin escalado de masa.

En el mallado grueso se puede comprobar como el mayor desplazamiento se tiene con el modelo escalado siendo de 152,1 mm.

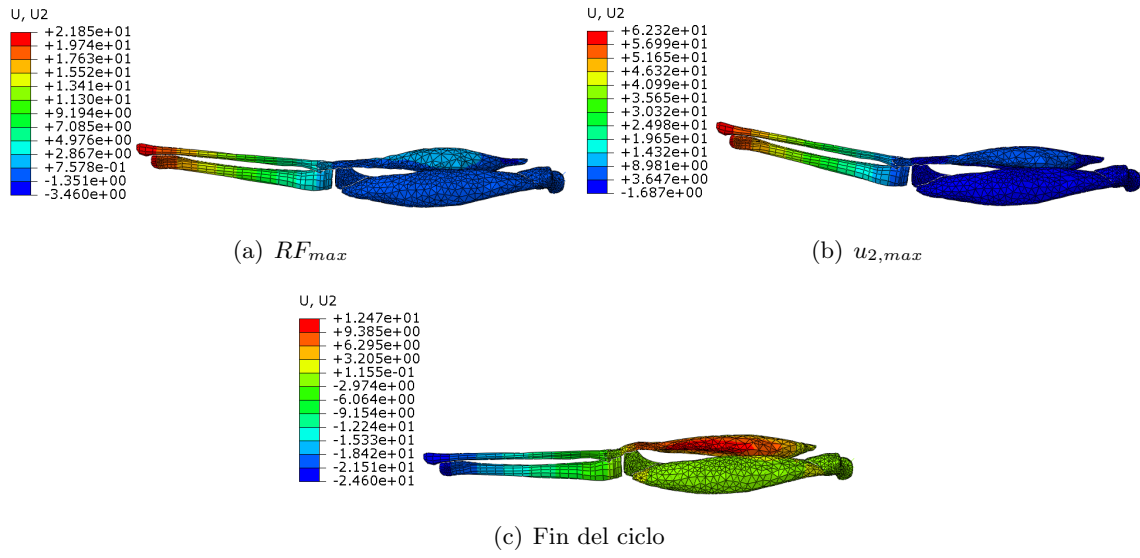


Figura 4.14: u_2 para malla intermedia y escalado de masa.

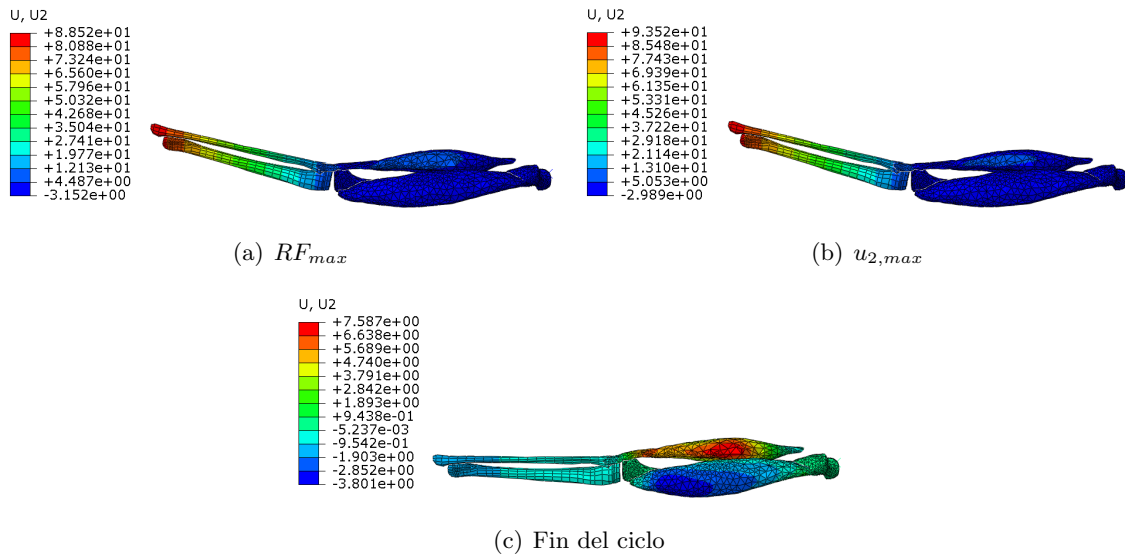
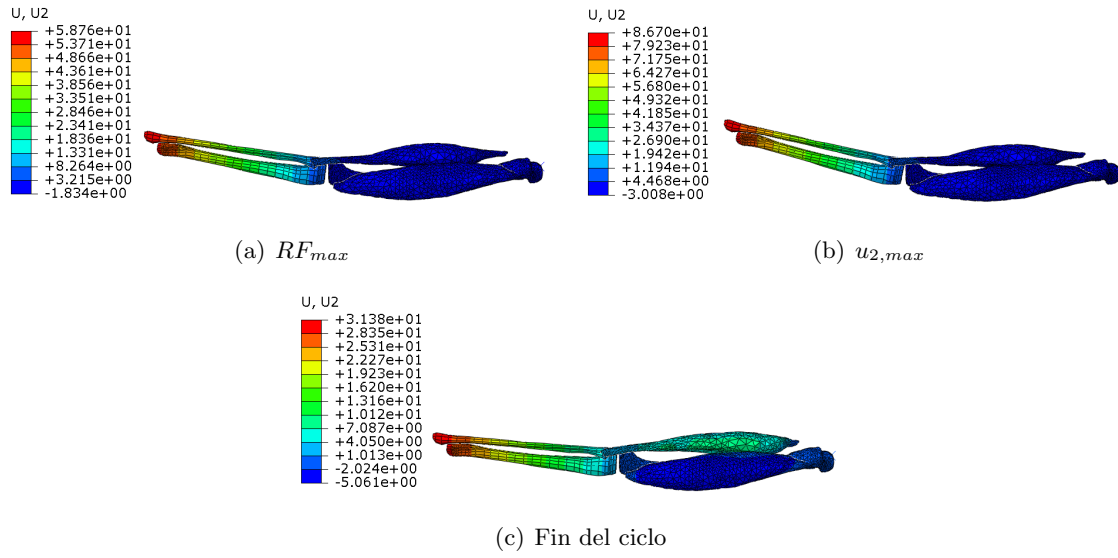
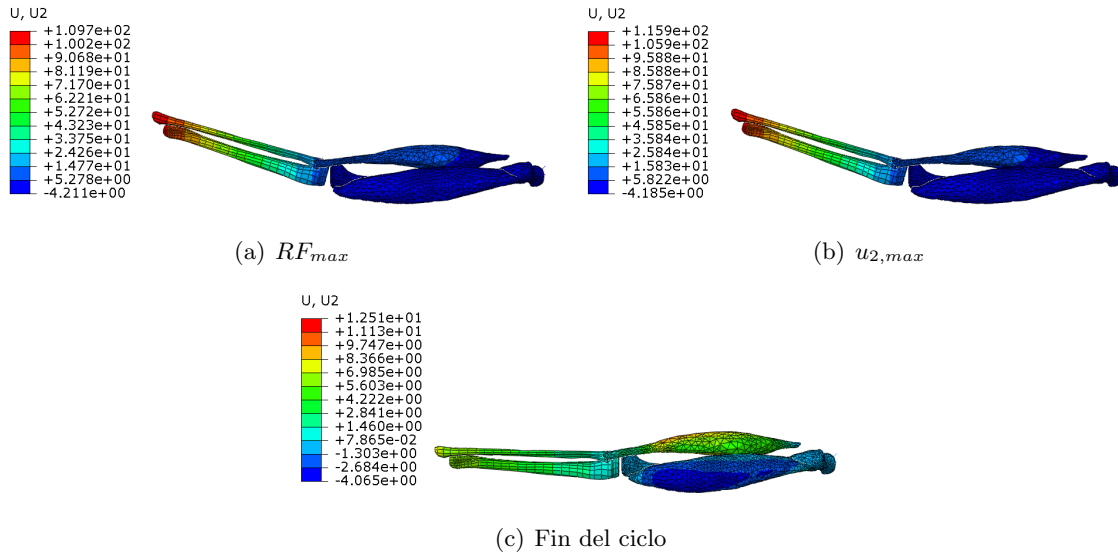


Figura 4.15: u_2 para malla intermedia y escalado de masa reducido.

El modelo de malla intermedia, al contrario que el de mallado grueso, obtiene su mayor desplazamiento para el caso escalado reducido con un máximo que llega a los 93,5 mm.

Figura 4.16: u_2 para malla fina y escalado de masa.Figura 4.17: u_2 para malla fina y escalado de masa reducido.

Finalmente, el mallado fino sigue el mismo patrón que el intermedio alcanzado el mayor desplazamiento en el caso escalado reducido pero, siendo superior al llegar hasta los 115,9 mm.

El *mass scaling* parece ser el factor más influyente en la variación del desplazamiento y la tensión principal máxima, ya que si bien existen diferencias al variar la malla, éstas son menores, especialmente entre malla gruesa y fina para las variables analizadas.

Bibliografía

- BEIDOKHTI, H. N., JANSSEN, D., KHOSHGOFTAR, M., SPRENGERS, A., PERDAHICIOGLU, E. S., DEN BOOGAARD, T. V. & VERDONSCHOT, N. (2016). A comparison between dynamic implicit and explicit finite element simulations of the native knee joint. *Medical Engineering and Physics* **38**(10), 1123–1130.
- CALVO, B., SIERRA, M., GRASA, J., MUÑOZ, M. & PEÑA, E. (2014). Determination of passive viscoelastic response of the abdominal muscle and related constitutive modeling: Stress-relaxation behavior. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **36**, 47 – 58.
- CANTARELLA, V. (1999). *Bones and Muscles: An Illustrated Anatomy*. Wolf Fly Press.
- CHUMANOV, E. S., HEIDERSCHEIT, B. C. & THELEN, D. G. (2011). Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high speed running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **43**(3), 525–532.
- ETHIER, C. R. & SIMMONS, C. A. (2007). *Introductory Biomechanics: From Cells to Organisms (Cambridge Texts in Biomedical Engineering)*. Cambridge University Press.
- GRASA, J., HERNÁNDEZ-GASCÓN, B., RAMÍREZ, A., RODRÍGUEZ, J. & CALVO, B. (2012).

- Modelado numérico del comportamiento del tejido músculo-esquelético. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería* **28**, 177–186.
- GRASA, J., SIERRA, M., MUÑOZ, M. J., SOTERAS, F., OSTA, R., CALVO, B. & MIANA-MENA, F. J. (2014). On simulating sustained isometric muscle fatigue: a phenomenological model considering different fiber metabolisms. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* **13**(6), 1373–1385.
- HERNÁNDEZ-GASCÓN, B., GRASA, J., CALVO, B. & RODRÍGUEZ, J. (2013). A 3D electro-mechanical continuum model for simulating skeletal muscle contraction. *Journal of Theoretical Biology* **335**, 108–118.
- INOUE, J. M. & BLEMKER, S. S. (2015). Advances in hyperelastic finite element modeling of biological tissues: explicit strain energy function specification .
- MACINTOSH, B., GARDINER, P. & MCCOMAS, A. (2005). *Skeletal Muscle: Form and Function - 2nd Edition*. Human Kinetics.
- MITSUHASHI, N., FUJIEDA, K., TAMURA, T., KAWAMOTO, S., TAKAGI, T. & OKUBO, K. (2009). BodyParts3D: 3D structure database for anatomical concepts. *Nucleic Acids Research* **37**, 782–785.
- RAMÍREZ, A. (2010). *Modelado y simulación del tejido músculo-esquelético. Validación experimental con el músculo tibial anterior de rata*. Ph.D. thesis, Univesidad de Zaragoza.
- RAMÍREZ, A., GRASA, J., ALONSO, A., SOTERAS, F., OSTA, R., MUÑOZ, M. J. & CALVO, B. (2010). Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation. *Journal of Theoretical Biology* **267**, 546–553.
- RODRÍGUEZ, A. (2017). *Simulación computacional del comportamiento biomecánico del músculo bíceps femoral humano*. Master's thesis, Universidad de Zaragoza.
- THELEN, D. G., CHUMANOV, E. S., BEST, T. M., SWANSON, S. C. & HEIDERS-CHEIT, B. C. (2005). Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **37**(11), 1931–1938.